



**IN THE UNITED STATES PATENT AND TRADEMARK OFFICE**

<b>Applicant(s):</b>	Atsushi Okawa, et al.	<b>Examiner:</b>	Unassigned
<b>Serial No:</b>	10/667,773	<b>Art Unit:</b>	Unassigned
<b>Filed:</b>	September 22, 2003	<b>Docket:</b>	17040
<b>For:</b>	OPTICAL PROBE SYSTEM	<b>Dated:</b>	June 16, 2004

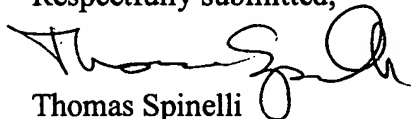
Mail Stop Missing Parts  
Commissioner for Patents  
P.O. Box 1450  
Alexandria, VA 22313-1450

**CLAIM OF PRIORITY**

Sir:

Applicants in the above-identified application hereby claim the right of priority in connection with Title 35 U.S.C. § 119 and in support thereof, herewith submit a certified copy of Japanese Patent Application Nos. 2002-279905 (JP2002-279905) filed September 25, 2002; 2002-290410 (JP2002-290410) filed October 2, 2002; and 2003-317380 (JP2003-317380) filed September 9, 2003.

Respectfully submitted,



Thomas Spinelli  
Registration No.: 39,533

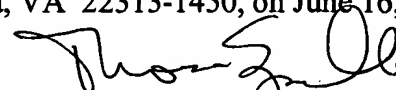
Scully, Scott, Murphy & Presser  
400 Garden City Plaza  
Garden City, New York 11530  
(516) 742-4343  
TS:cm

---

**CERTIFICATE OF MAILING UNDER 37 C.F.R. §1.8(a)**

I hereby certify that this correspondence is being deposited with the United States Postal Service as first class mail in an envelope addressed to: Mail Stop Missing Parts, Commissioner for Patents, P.O. Box 1450, Alexandria, VA 22313-1450, on June 16, 2004.

Dated: June 16, 2004

  
Thomas Spinelli

日本国特許庁  
JAPAN PATENT OFFICE

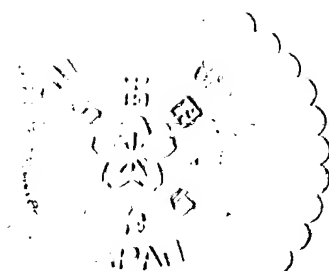
別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出願年月日 2002年 9月25日  
Date of Application:

出願番号 特願2002-279905  
Application Number:  
[ST. 10/C]: [JP2002-279905]

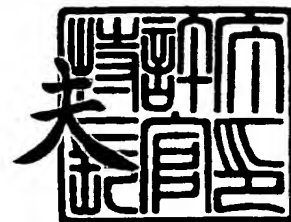
出願人 オリンパス光学工業株式会社  
Applicant(s):



2003年 9月17日

特許庁長官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

今井 康



【書類名】 特許願

【整理番号】 02P01732

【提出日】 平成14年 9月25日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 1/00  
A61B 10/00  
G02B 21/00

【発明の名称】 光プローブ装置

【請求項の数】 1

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学  
工業株式会社内

    【氏名】 堀井 章弘

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学  
工業株式会社内

    【氏名】 大川 敦

【発明者】

    【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号 オリンパス光学  
工業株式会社内

    【氏名】 謝 天宇

【特許出願人】

    【識別番号】 000000376

    【住所又は居所】 東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

    【氏名又は名称】 オリンパス光学工業株式会社

【代理人】

    【識別番号】 100076233

    【弁理士】

    【氏名又は名称】 伊藤 進

## 【手数料の表示】

【予納台帳番号】 013387

【納付金額】 21,000円

## 【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【包括委任状番号】 9101363

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 光プローブ装置

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 体腔内に挿入される光プローブと、  
被検体に光を照射するための光を発生する光源と  
光プローブの先端部に設けられた高倍率の観察手段と、  
高倍率の観察手段より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化手段  
と、  
画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出手段と、  
画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算  
出手段と、  
画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化手段と、  
最適化した画像を表示する画像表示手段と  
画像デジタル保存手段と、  
を有することを特徴とする光プローブ装置。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

【発明の属する技術分野】

本発明は光プローブにより体腔内の光走査画像を得る光プローブ装置に関する  
。

【0 0 0 2】

【従来技術】

近年、光走査プローブを用いて生体組織を拡大観察する光プローブ装置の従来  
例として、例えば特開 2 0 0 0 - 1 2 6 1 1 5 号公報がある。

この従来例では、深さ方向にも光を走査し、深さ方向の画像も得られるように  
している。

【0 0 0 3】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 0 - 1 2 6 1 1 5 号公報

## 【 0 0 0 4 】

## 【発明が解決しようとする課題】

しかし、上記従来例では被検体を拡大観察（高倍率観察）するため、被検体の深さ方向等に走査した場合に観察対象となる細胞組織の輪郭が鮮明でない状態で表示する場合やぶれのために観察対象の細胞組織から外れて、細胞組織が殆ど存在しない部分を表示等する場合がしばしばあった。

また、観察対象から外れるために、その輝度レベルが変動して、特に暗くなってしまう観察しにくくなる場合があった。

## 【 0 0 0 5 】

## （発明の目的）

本発明は、上述した点に鑑みてなされたもので、高倍率観察する場合、ぶれ等が生じて適切な画像を表示することができる光プローブ装置を提供することを目的とする。

また、輝度レベルが変動した場合にも、観察しやすい適切な輝度レベルで画像を表示することができる光プローブ装置を提供することを目的とする。

## 【 0 0 0 6 】

## 【課題を解決するための手段】

体腔内に挿入される光プローブと、  
被検体に光を照射するための光を発生する光源と  
光プローブの先端部に設けられた高倍率の観察手段と、  
高倍率の観察手段より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化手段と、  
画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出手段と、  
画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出手段と、  
画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化手段と、  
最適化した画像を表示する画像表示手段と  
画像デジタル保存手段と、  
を有することにより、高倍率の観察手段で観察する場合、最適化パラメータに

基づいて最適化した画像を表示するようにしているので、観察対象の輝度レベルが低すぎたりした場合や観察対象に対してぶれ等が存在する場合でも、最適化した画像を表示できるようにしている。

#### 【0007】

##### 【発明の実施の形態】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。

##### （第1の実施の形態）

図1ないし図12は本発明の第1の実施の形態に係り、図1は本発明の第1の実施の形態の光走査プローブ装置の全体構成を示し、図2は図1の光走査プローブの先端側の構成を示し、図3は図1のPC内及び画像パラメータ抽出手段の構成を示し、図4は光走査プローブが挿通される内視鏡を示し、図5は共焦点光走査プローブの先端側の構造を示し、図6は図5の光学ユニット部分の構造を示し、図7はコントラスト変換手段による動作説明図を示し、図8は得られる時系列画像の例を示し、図9は図8の時系列画像からマルチ画像表示手段に実際に表示される画像を示し、図10はマルチ画像表示手段の領域R2ないしR4に画像を表示する動作を示し、図11はデジタル画像保存手段に保存される画像データ及び画像パラメータの内容を示し、図12は変形例におけるマルチ画像表示手段の領域R2ないしR4に画像を表示する動作を示す。

#### 【0008】

図1に示す第1の実施の形態の光走査プローブ装置（より広義には光プローブ装置、光イメージング装置ともいう）1では、低コヒーレンス光源2から出射した近赤外の低コヒーレンス光は、第1の光ファイバ3に導光され、4つの入出力を有する光カップラ4によって第3の光ファイバ5と第4の光ファイバ6に分岐される。

#### 【0009】

第3の光ファイバ5にはエイミングビームレーザ7から出射された可視レーザ光が光カップラ8により合波される。第3の光ファイバ5は、光コネクタ9により第5の光ファイバ10に接続され、光走査プローブ11Aに低コヒーレンス光を伝送する。

**【0010】**

光走査プローブ 11A の先端部 56 の構成は、図 2 に示される。第 5 の光ファイバ 10 の端部から出射された低コヒーレンス光は、集光する集光レンズ（対物レンズ） 12 によって観察光（観察ビーム） 13 として観察対象 14 内部の観察点 15 に集光される。第 5 の光ファイバ 10 の端部と集光レンズ 12 からなる対物ユニット 16 は、光走査手段 17 を有し、観察光 13 および観察点 15 を 2 次元方向に動かしながら、被検体である観察対象 14 を走査する。

**【0011】**

また、対物ユニット 16 は、焦点移動手段としての深さ方向走査手段 18 に接続され、観察点 15 を観察対象の深さ方向に走査することができる。光走査手段 17 および深さ方向走査手段 18 は、図 1 の走査駆動手段 19 により駆動される。すなわち、焦点移動手段は、集光レンズ 12 と光走査手段 17 を一体として光軸方向に移動する。

**【0012】**

光走査プローブ 11A は、細い柔軟な管状であるので、直接または径内視鏡的に、さらには経脈管的に体腔内に容易に挿入可能である。また、観察光学系を有する内視鏡そのものとして構成することも可能である。

**【0013】**

第 4 の光ファイバ 6 は周波数シフタ 21 に接続され、周波数シフタ 21 の出力は、第 6 の光ファイバ 22 に導光される。周波数シフタ 21 としては、音響光学素子（AOM）や、電気光学素子（EO）、ピエゾ素子にファイバループを設けたもの等の位相変調手段を用いることができる。

**【0014】**

第 6 の光ファイバ 22 端部から出射した光は、コリメータレンズ 23 を介して可動ミラー 24 に導光される。可動ミラー 24 は、ミラー駆動手段 25 によって出射光の光軸方向に移動することができる。第 6 の光ファイバ 22 の端部、コリメータレンズ 23、可動ミラー 24 及びミラー駆動手段 25 により、光路長調節手段 26 が構成されている。

**【0015】**



光カプラ 4 の残りの端子である第 2 の光ファイバ 27 は光ディテクタ 28 に接続されている。第 1 の光ファイバ 3、第 2 の光ファイバ 27、第 3 の光ファイバ 5、第 4 の光ファイバ 6、第 5 の光ファイバ 10 及び第 6 の光ファイバ 22 としでは、好ましくはシングルモードファイバまたは、コヒーレンス性を十分に維持することの可能な低次マルチモードファイバ、偏波保持ファイバなどを用いることができる。

#### 【0016】

低コヒーレンス光源 2 から出射した近赤外の低コヒーレンス光は、第 1 の光ファイバ 3 に導光され、光カプラ 4 より第 3 の光ファイバ 5 と第 4 の光ファイバ 6 に分岐される。第 3 の光ファイバ 5 に導光された光は、光コネクタ 9、第 5 の光ファイバ 10 を介して光走査プローブ 11A に導光され、観察対象 14 に観察光 13 として出射される。

#### 【0017】

観察光 13 および観察点 15 による走査は、光走査手段 17 及び深さ方向走査手段 18 によって観察対象 14 に対して行われる。観察点 15 における観察対象 14 からの反射光あるいは散乱光は、集光レンズ 12 を介して第 5 の光ファイバ 10 に戻り、経路を逆に辿るように第 3 の光ファイバ 5 に戻る。この光の経路を物体側 29 とする。

#### 【0018】

同様に、第 4 の光ファイバ 6 に分岐した低コヒーレンス光は、周波数シフタ 21 で周波数遷移が行われ、第 6 の光ファイバ 22 を介してコリメータレンズ 23 に出射される、コリメータレンズ 23 に入射した光は、略平行光に変換され、可動ミラー 24 へ導かれる。可動ミラー 24 で反射した光は、再びコリメータレンズ 23 によって第 6 の光ファイバ 22 に導かれ、第 4 の光ファイバ 6 に戻る。この光の経路を参照側 30 とする。

#### 【0019】

物体側 29 と参照側 30 の 2 つの光が、光カプラ 4 により混合される。光物体側 29 の光路長と参照側 30 の光路長が低コヒーレンス光源 2 のコヒーレンス長の範囲で一致した場合には、第 2 の光ファイバ 27 を通った、周波数シフタ 21

の周波数遷移量の等倍または2倍の周波数の変動を有する干渉光が、光ディテクタ28によって検出される。

#### 【0020】

ここで、参照側30の光路長を物体側の観察点15までの光路長に一致するように、光路長調節手段26のミラー駆動手段25により可動ミラー24の光軸方向の位置を予め調整しておくことによって、観察点15からの情報が干渉光として常に得られることになる。

#### 【0021】

この検出された干渉光は、光ディテクタ28により電気信号に変換される。その電気信号は、アナログ信号処理回路31へ入力される。図3に示すようにアナログ信号処理回路31はアンプ32と、フィルタ33と、対数アンプ34とから構成され、アンプ32で増幅、フィルタ33で所定周波数成分が抽出され、対数アンプ34で対数圧縮するように増幅した後、A/Dコンバータ35に入力され、A/D変換される。

#### 【0022】

この場合、走査駆動手段19により観察光13の観察点15を略垂直および深さ方向に2次元に動かすことによって走査が行われ、その走査の制御信号と同期して、A/Dコンバータ35はA/D変換して、パーソナルコンピュータ（以下、PCと略す）36に取り込まれる。

#### 【0023】

図3に示すようにこのPC36に入力されるA/Dコンバータ35による例えば8ビットの信号データは、走査駆動手段19からのタイミング信号に同期してフレームメモリ37に格納される。この場合のタイミング信号は、一方に走査する場合の同期信号となるLINE SYNCと、フレームに同期するFRAME SYNCに同期して信号データが格納される。

#### 【0024】

このフレームメモリ37に格納された信号データは読み出されて対数/リニア変換回路、つまり対数アンプ34の逆の変換処理を行う逆変換回路38に入力され、リニアな特性に変換されて例えば10ビットの信号データにされた後、さら

にコントラスト変換手段 39 によりコントラストが変換された後、この PC 36 からモニタ及び画像記録手段で構成されるマルチ画像表示手段 40 に出力され、マルチ画像が表示される。

#### 【0025】

また、アナログ信号処理回路 31 の出力信号は画像パラメータ抽出手段 41 にも入力される。この場合、図 3 に示すように、ノイズ除去手段 42 を介してノイズを除去した入力信号における輝度に対する最大値検出回路 43、最小値検出回路 44、平均値検出回路 45、エッジ抽出を行う微分回路 46 にそれぞれ入力され、輝度に対する最大値、最小値、平均値、エッジの画像パラメータがそれぞれ抽出される。この場合、入力される信号は 1 フレーム分の画像分つつ積分（累積加算）されて 1 フレーム分の各画像に対して最大値等が抽出（検出）される。

なお、ノイズ除去手段はノイズを除去するフィルタ回路等で構成される。

#### 【0026】

最大値検出回路 43、最小値検出回路 44、平均値検出回路 45 の各出力信号はそれぞれ A/D コンバータ 47, 48, 49 によりデジタル量の最大値 MAX  $\phi$ 、最小値 MIN  $\phi$ 、平均値 AVE  $\phi$  に変換された後、これらの画像パラメータはデジタル画像保存手段 51 に入力される。

#### 【0027】

また、画像パラメータ抽出手段 41 により抽出された最大値 MAX  $\phi$ 、最小値 MIN  $\phi$ 、平均値 AVE  $\phi$ 、しきい値 THR  $\phi$  における表示する画像を最適化する場合に必要な画像パラメータとして算出された特定の画像パラメータは画像最適化を行うコントラスト変換手段 39 に出力され、コントラスト変換に利用される。

#### 【0028】

具体的には、例えば最大値 MAX  $\phi$ 、最小値 MIN  $\phi$  の画像パラメータは PC 36 内の画像最適化手段としてのコントラスト変換手段 39 にも入力され、図 7 で後述するように表示される画像を最適化するコントラスト変換に使用される。なお、コントラスト変換手段 39 における複数の具体例中においては、平均値 AVE  $\phi$  の画像パラメータも使用する。

**【 0 0 2 9 】**

また、エッジ抽出を行う微分回路 4 6 の出力信号はしきい値回路 5 0 により、しきい値以上か否かの信号 T H R  $\phi$  に変換された後、デジタル画像保存手段 5 1 に入力されると共に、マルチ画像表示手段 4 0 に入力される。

また、上記光走査プローブ 1 1 A は図 4 に示すように内視鏡 5 2 に挿通して使用される。

**【 0 0 3 0 】**

図 4 に示すように光走査プローブ 1 1 A は細長で可撓性を有するシース 5 3 で覆われており、内視鏡 5 2 のチャンネル内に挿入可能である。内視鏡 5 2 は細長の挿入部 5 4 と、この挿入部 5 4 の後端に設けられた操作部 5 5 とを有し、操作部 5 5 の前端付近には挿入部 5 4 に設けられたチャンネルに連通する処置具挿入口 5 6 が設けてあり、光走査プローブ 1 1 A を挿入することができる。

**【 0 0 3 1 】**

そして、内視鏡 5 2 による観察下で、病変組織か否かを調べたいような場合には、チャンネル先端から光走査プローブ 1 1 A の先端側を突出し、調べたい対象組織の表面近くに先端面を設定して光走査プローブ 1 1 A による画像を得ることができるようにしている。

シース 5 3 の内側には上述した光ファイバ 1 0 が挿通されている。そして、図 2 に示すように光走査手段 1 7 により集光レンズ 1 2 をその光軸と直交する方向に 2 次元的に走査することにより 2 次元画像が得られ、また深さ方向走査手段 1 8 により対物ユニット 1 6 を走査することにより、光軸方向、つまり深さ方向に走査した場合の 2 次元画像を得ることもできる。以上の説明では低コヒーレンス光を用いた低コヒーレンス光走査プローブ 1 1 A による顕微鏡画像（高倍率画像）を得る装置を説明したが、例えば特開 2 0 0 0 - 1 2 6 1 1 5 号公報に開示された共焦点による顕微鏡画像を得る共焦点光走査プローブを採用した装置でも良い。

**【 0 0 3 2 】**

この場合の装置では、図 1 における低コヒーレンス光源 2 の代わりにレーザ光等の光源が採用され、また、光ファイバ 6 の端部は戻り光が発生しないように閉

鎖等され、ファイバ 27 の端部は光ディテクタ 28 に入射される。

また、光ディテクタ 28 以降は同様の構成となるので、その説明を省略し、図 5 で本実施の形態に用いる共焦点（型）光走査プローブ 11B の先端側の構成を説明する。

#### 【0033】

図 5 に示すように共焦点光走査プローブ 11B の先端部 59 は、チューブ 58 の先端にその一端が取り付けられた円環形状で硬質の光学枠 60 と、この光学枠 60 の内側に取り付けられた光学ユニット 61 と、光学枠 60 の先端に後述する圧電素子 78 を介して取り付けられた対象物に押し当てる透明窓部材としての（透明で硬質の）先端カバー 62 とからなる。

#### 【0034】

チューブ 58 内に挿通され、光源側及び光ディテクタ 28 に光ケーブル 4 を介して接続される光ファイバ 5b の先端は光学ユニット 61 に固定され、この光ファイバ 5b の先端から出射される光を光走査機構（スキャナ）を介して検査対象となる被検部 63 側に集光照射し、その戻り光を受光する。

#### 【0035】

図 6 は光学ユニット 61 の詳細な構成を示す。

光学ユニット 61 は基板 64 と、その上面に設けたスペーサ 65 と、さらにスペーサ 65 の上面に設けた上板 66 とからなる。基板 64 には、光源から光ファイバ 5b に伝送されたレーザ光を、対象物側に走査するために向きが可変の 2 枚の可動ミラー（回動ミラーとも言う）67、68 が設けてある。

#### 【0036】

この 2 枚の可動ミラー 67、68 は二つのヒンジ部 67a、68a によって支持され、この可動ミラー 67、68 は図示しない電極により静電気力によって回転可動に構成されている。

#### 【0037】

これらの電極と対向するグランド電極（図示しない）はケーブル 69 を介して光走査駆動手段 19 へ接続されている。また、この 2 枚の可動ミラー 67、68 の回転軸は直交するように構成されている。さらにスペーサ 65 にはファイバ 5

bの端面に対向する部分にミラー71が、上板66にはミラー72と、レーザ光を集光して被検部63側に焦点73を結ばせるための回折格子レンズ74が設けられている。

#### 【0038】

この回折格子レンズ74は回折現象により非常に短い焦点距離のレンズに対応した機能を有し、従ってこの焦点73を被検部69の深さ方向と直交する方向に2次元的に走査することにより、被検部63に対する顕微鏡的に拡大した画像を得ることができるようにしている。

#### 【0039】

また、光ファイバ5bの先端部分は図5のように基板64とスペーサ65の間に固定されている。

そして、可動ミラー67、68（の電極）に駆動信号を印加してヒンジ部67a、68aをその回転軸として適宜の角度回転駆動することにより、焦点73を走査面75上で2次元的に走査できるようにしている。

#### 【0040】

例えば可動ミラー67を駆動した場合には、光は図5の紙面垂直方向のX方向76に走査され、可動ミラー68を駆動した場合には、光は図5で左右方向のY方向77に走査される。つまり、可動ミラー67及び68を可動させることにより、被検部63側の焦点73をその深さ方向（Z方向）に垂直な走査面75上を2次元的に走査できるようにして、その走査面75上での反射光情報を得ることができる共焦点顕微鏡を形成している。

#### 【0041】

つまり、この場合には、光ファイバ5bの先端面の面積サイズは十分に小さく、この先端面は可動ミラー67、68及び回折格子レンズ74に関して、焦点73と共焦点の関係或いはこれに近い近共焦点の関係となっている。従って、光ファイバ5bの微小サイズの先端面から出射された光は焦点73で微小スポット状の点となり、この点部分（及びその近傍）のみからの反射光が光ファイバ5bの先端面に入射される関係を保持する。

#### 【0042】

光学棒 60 には例えば周方向における直交する 4 個所に小型で板状ないしは棒状の圧電素子 78 の一端が接着され、この圧電素子 78 の他端は先端カバー 62 の基端が接着されている。また、圧電素子 78 はケーブル 69 を介して光走査駆動手段 19 へ接続されている。

#### 【0043】

そして、この圧電素子 75 に駆動信号を印加することにより、図 5 の符号 79 で示すように被検部 63 の深さ方向となる Z 方向に圧電素子 78 を収縮させて、焦点 73 を切断面 80 上を Z 方向に可変させることができるようにしている。

なお、先端カバー 62 は透明な材質のカバー、例えばポリカーボネードで構成されている。

#### 【0044】

このように本実施の形態は低コヒーレンス光を用いた光走査プローブ 11A でも共焦点を利用した光走査プローブ 11B の場合でも適用できるものである。次に本実施の形態の作用を説明する。

#### 【0045】

図 1 或いは図 5 等の光走査プローブ 11A 又は 11B により光走査による高倍率の画像を得る。この場合、光ディテクタ 28 で光電変換された信号はアナログ信号処理回路 31 内の対数アンプ 34 で対数圧縮されてダイナミックレンジが一旦圧縮された後、A/D コンバータ 35 でデジタル信号に変換され、PC 36 内のフレームメモリ 37 に時系列的に格納される。

#### 【0046】

このフレームメモリ 37 に時系列的に格納された信号データ（画像データ）は対数／リニア変換回路 38 でリニアな特性でダイナミックレンジが伸張（拡大）して戻され、例えば 10 ビットの画像データが得られる。

この画像データは、表示される画像の最適化を行うコントラスト変換手段 39 に入力され、適当なコントラストの画像に変換され、マルチ画像表示手段 40 に表示されることになる。

#### 【0047】

この場合の動作説明図を図 7 (A) 及び図 7 (B) に示す。図 7 (A) はコン

トラスト変換手段 39 に入力される時経列の輝度データを示し、この輝度データはコントラスト変換手段 39 により図 7 (B) のようにコントラスト変換される。

#### 【0048】

つまり、この場合には入力される時経列の 1 フレーム分の輝度データ  $y$  は、コントラスト変換手段 39 により 1 フレームにおける最大値  $MAX \phi$ 、最小値  $MIN \phi$  を用いて、以下の (1) 式のようにコントラスト変換され、輝度データ  $y'$  となる。

#### 【0049】

$$y' = (y - MIN \phi) / (MAX \phi - MIN \phi) \times 1024 \quad (1)$$

このようにすることにより、画像におけるコントラスト変化量が低い場合においても、コントラスト変換により適切なコントラストを持った画像として表示することができるようになる。

#### 【0050】

また、図 7 (A) に示すような輝度データに対して、コントラスト変換手段 39 により図 7 (C) のようにコントラスト変換しても良い。図 7 (C) の場合には、(1) 式における分子側の  $MIN \phi$  の代わりに平均値  $AVE \phi$  等を用いる。

つまり、この場合には、以下の (2) 式のようにコントラスト変換され、輝度データ  $y'$  となる。

#### 【0051】

$$y' = (y - AVE \phi) / (MAX \phi - MIN \phi) \times 512 + 512 \quad (2)$$

このようにすることにより、コントラストが低すぎる場合や、明るすぎる場合等においても、コントラスト変換により適切なコントラストで表示することができる。

#### 【0052】

このように本実施の形態ではコントラスト変換を行うようにしているので、例えば暗くなりすぎた画像でも明るく観察し易い輝度レベル (明るさレベル) で表示されるので、観察しやすい画像として観察することができるし、明るすぎる画像の場合にも観察し易い明るさレベルに変換し、観察しやすい画像として観察す



ることできる。

### 【0053】

なお、ユーザがコントラスト変換特性を選択できるようにしても良い。つまり、ユーザは観察対象等に応じて、例えばコントラスト変換手段39のコントラスト変換を行う特性を選択スイッチなどで選択し、その選択により例えば(1)式に設定したり、(2)式に設定したりができるようにしても良い。

### 【0054】

また、上述の場合、例えば図7(C)の場合において、以下に説明するようにさらに各画像の急激なコントラスト変化を抑制するようにしても良い。

つまり、(2)式における平均値 $AVE\phi$ をフレーム $t$ での平均値 $AVE(t)$ とし、また、(2)式における分母の $MAX\phi - MIN\phi$ をフレーム $t$ で変化する $RANGE(t)$ 等に変更して以下のようにする(ここで、 $t$ は各フレームを示し、例えば平均値 $AVE(t)$ はフレーム $t$ の画像での輝度データの平均値を示す)。

### 【0055】

$$AVE(t) = AVE(t-1) + MAXdiff \quad \text{if} \quad AVEdiff \geq MAXdiff \\ \text{or}$$

$$AVE(t) = AVE(t-1) + AVEdiff \quad \text{or} \quad -MAXdiff \quad \text{if} \\ AVEdiff \leq -MAXdiff \quad (3)$$

$$\text{ここで、} AVEdiff = AVE\phi - AVE(t-1) \quad (4)$$

$$RANGE(t) = RANGE(t-1) + MAXdiff2 \quad \text{if} \quad RANGEdiff \geq MAXdiff2 \\ \text{or}$$

$$RANGE(t) = RANGE(t-1) + RANGEdiff \quad \text{or} \\ MAXdiff2 \quad \text{if} \quad RANGEdiff \leq -MAXdiff2 \quad (5)$$

ここで、

$$RANGE\phi = MAX\phi - MIN\phi \quad (6)$$

$$RANGEdiff = RANGE\phi - RANGE(t-1) \quad (7)$$

このようにすることにより、(2)式ではリアルタイムで画像を順次表示した

場合、各画像に対しては最適化された適切なコントラストで表示できるが、走査速度が速いような場合やぶれがあるために、原画像のコントラストが大きく変化する場合には、コントラスト変換により各画像毎で最適なコントラストに変換することを（一部）抑制し、動画像としてコントラストの急激な変化が抑えられた状態で表示されるようにした方が良い場合も考えられ、そのような場合には（3）～（7）式を用いると、コントラストの急激な変化を抑制した適切なコントラストで画像を表示することができる。

#### 【0056】

また、（2）式に対して上述した（3）式～（7）式のように変更する代わりに、以下のようにパラメータ $k_1 \sim m_3$ を導入し、 $AVE(t)$ 、 $RANGE(t)$ を定義して、コントラスト変換を行うようにしても良い。

#### 【0057】

$$AVE(t) = k_1 AVE(t-1) + k_2 AVE(t-2) + k_3 AVE(t-3) \quad (8)$$

$$RANGE(t) = m_1 RANGE(t-1) + m_2 RANGE(t-2) + m_3 RANGE(t-3) \quad (9)$$

この場合には過去の画像の平均値やコントラストをパラメータで部分的に考慮したコントラスト変換を行うようにして、コントラストの急激な変化を抑制した適切なコントラストで画像を表示する。

#### 【0058】

このようにして、コントラスト変換された画像データはマルチ画像表示手段40に出力されると共に、デジタル画像保存手段51に出力される。そして、図1及び図9（B）に示すようにマルチ画像表示手段40におけるリアルタイム画像表示領域R1にはリアルタイム画像（動画）が表示される。なお、以下で説明するように他の画像表示領域R2、R3、R4には、しきい値条件を満たす古い画像が表示される。

#### 【0059】

また、デジタル画像保存手段51には、画像パラメータ抽出手段41におけるしきい値回路50により所定のしきい値条件を満たすデジタル画像が画像パラメータと共に記録される。

## 【0060】

図8は時系列で得られる（リアルタイム）画像の具体例を示す。つまり、フレームNo. 1の画像は観察対象の細胞の輪郭或いはエッジを検出できない状態での画像例であり、例えばその画像パラメータの平均値AVE $\phi$ は0、しきい値THR $\phi$ も0である。

## 【0061】

次のフレームNo. 2の画像は観察対象の細胞のエッジをかなり識別できる状態で得られた画像例であり、例えばその画像パラメータの平均値AVE $\phi$ は50、しきい値THR $\phi$ は1であり、しきい値回路50で設定されたしきい値以上の値を持つ画像である。

## 【0062】

そして、このようにしきい値回路50で設定されたしきい値の値以上のエッジ（輪郭）を持つ画像はデジタル画像保存手段51に保存されることになる。また、このしきい値回路50の判断結果はマルチ画像表示手段40にも入力され、画像表示領域R2～R4にはしきい値で設定されたしきい値以上のエッジを持つ古いフレーム画像が表示される。

## 【0063】

図9（B）はマルチ画像表示手段40の画像表示領域R2～R4に表示される古いフレーム画像Old Frame1～Old Frame3を示す。この場合、マルチ画像表示手段40には、例えば画像表示領域R2～R4に表示する画像を格納するために画像格納手段として、3つのフレームメモリを有し、3つのフレームメモリには図9（A）に示すように古い画像から順次格納される。

## 【0064】

図8の時系列画像の場合には、最も古い画像Old Frame1、その次に古い画像Old Frame2、その次に古い画像Old Frame3が3つのフレームメモリに格納され、図9（B）のように表示される。そして、次にしきい値回路50により保存する古い画像が検出されると、その画像が古い画像中では最も新しい画像、つまりOld Frame3として画像表示領域R4に表示される。この場合、図9（A）に示すフレームNo. 4の画像が最も古い画像として、画像表示領域R2に表示され

フレーム No. 2 の画像が次に古い画像として、画像表示領域 R 3 に表示されるようにシフトする。

#### 【0065】

図 10 は本実施の形態における画像表示領域 R 2 ないし R 4 で表示をする場合の動作を示すフローチャートを示す。

ステップ S 1 に示すように画像データを 1 枚分読み込む。そして、次のステップ S 2 で画像パラメータ（最大値 MAX  $\phi$ 、最小値 MIN  $\phi$ 、平均値 AVE  $\phi$ 、エッジ強度 EDG  $\phi$ ）を抽出する。

#### 【0066】

そして、ステップ S 3 に示すようにエッジ強度 EDG  $\phi$  が図 3 のしきい値回路 50 によるしきい値を越えるかの判断を行い、しきい値を越えない場合にはステップ S 1 に戻り、次の画像データを取りこむ。つまり、この場合には取り込まれた画像データは非表示となる。

#### 【0067】

一方、エッジ強度 EDG  $\phi$  がしきい値を越える場合には、ステップ S 4 に示すように上記画像パラメータから画像表示を最適化するのに必要な画像パラメータを用いて、画像中のピクセル値の変換処理を行う。具体的には（1）式、（2）式などのコントラスト変換を行う。

#### 【0068】

そして、ステップ S 5 に示すようにコントラスト変換した画像をマルチ画像表示手段 40 のモニタ画面に表示した後、ステップ S 1 に戻り、次のフレームの画像に対しても同様の処理を行う。

#### 【0069】

デジタル画像保存手段 51 にはしきい値回路 50 により設定された所定レベルのしきい値以上で検出された画像が順次格納される。つまり、マルチ画像表示手段 40 の画像表示領域 R 2 ～ R 4 に表示されることになる画像が保存される。

#### 【0070】

図 11 はデジタル画像保存手段 51 に保存されるファイル構造を示し、図 11（A）は 1 フレームのファイル構造を示し、図 11（B）は複数フレームを記録

した場合のファイル構造を示す。

#### 【0071】

デジタル画像保存手段51には例えばフレームNo. 4の画像が保存される場合には図11(A)に示すように、そのフレームNo. (フレーム番号)、画像データ、MAX $\phi$ 、MIN $\phi$ 、AVE $\phi$ 、THR $\phi$ の画像パラメータが保存される。

このように画像データと共に、その画像パラメータを保存することにより、原画像を再現(復元)することも可能となり、また保存画像の定量的な評価もでき、その利用価値が増すことになる。

#### 【0072】

このように本実施の形態では、入力される画像から画像パラメータ抽出手段41によりMAX $\phi$ 、MIN $\phi$ 、AVE $\phi$ 、THR $\phi$ の所定の画像パラメータを抽出し、抽出された画像パラメータにおける最適化に必要とされたMAX $\phi$ 、MIN $\phi$ 等の画像パラメータをコントラスト変換手段39に入力して、入力される画像に対してコントラスト変換を行って最適な画像を生成し、マルチ画像表示手段40のリアルタイム画像表示領域R1で表示するようにしているので、高倍率での観察画像において、コントラストが適切でない場合や、ノイズを含むような画像の場合においても、適切なコントラストで表示することができる。

#### 【0073】

また、マルチ画像表示手段40における他の画像領域R2～R4には観察対象としての細胞等のエッジ(輪郭部分)を所定レベル以上で検出した場合のみで表示するようにしているので、細胞等のエッジを所定レベル以上検出した画像を表示することができる。つまり、観察対象としての細胞等を設定された以上の輪郭部分を有する画像のみを表示でき、設定された以上の輪郭が検出されないような画像を表示しないようにできる。

#### 【0074】

このため、光走査プローブ11A或いは11Bがぶれたりした場合においても、観察対象の細胞部分を(ある程度の輪郭が検出されて、)観察できる状態の画像のみを抽出してそのような画像のみを表示することができ、輪郭が検出されな

いような画像を表示しないようにできる。

#### 【0075】

また、本実施の形態では、例えばアナログ信号処理回路31内の対数アンプ34で対数圧縮した後、PC36内の対数／リニア変換回路38で逆変換することにより、ダイナミックレンジが大きな画像であっても、その画像を広いダイナミックレンジを持つ状態で表示することができ、自然に近い階調、色調で表示することができると共に、保存することができる。

#### 【0076】

また、デジタル画像保存手段51にはマルチ画像表示手段40における他の画像領域R2～R4に表示されるデジタル画像を保存するようにしているので、細胞等のエッジを所定レベル以上検出した画像のみを効率良く保存できる。

#### 【0077】

つまり、観察対象となる細胞等のエッジを所定レベル以上検出しない画像は保存されないので、不要な画像を保存することがなく、後で編集する場合の手間を軽減したり、編集作業を不要にできる。

#### 【0078】

図12は変形例における画像表示領域R2～R4に画像を最適化して表示する動作のフローチャートを示す。この動作は図10において、ステップS3をステップS3'に変更した内容となっている。

#### 【0079】

ステップS1に示すように画像データを1枚分読み込む。そして、次のステップS2で画像パラメータ（最大値MAX $\phi$ 、最小値MIN $\phi$ 、平均値AVE $\phi$ 、エッジ強度EDG $\phi$ ）を抽出する。

そして、ステップS3'に示すように平均値AVE $\phi$ が既定値を越えるかの判断を行い、既定値を越えない場合にはステップS1に戻り、次の画像データを取り込む。つまり、この場合には取り込まれた画像データは非表示となる。

#### 【0080】

一方、平均値AVE $\phi$ が既定値を越える場合には、ステップS4に示すように上記画像パラメータから画像表示を最適化するのに必要な画像パラメータを用い

て、画像中のピクセル値の変換処理を行う。具体的には(1)式、(2)式などのコントラスト変換を行う。

#### 【0081】

そして、ステップS5に示すようにコントラスト変換した画像をマルチ画像表示手段のモニタ画面に表示した後、ステップS1に戻り、次の画像に対しても同様の処理を行う。本変形例は第1の実施の形態とほぼ同様の効果を有する。

#### 【0082】

なお、上述の場合は、ダイナミックレンジの圧縮を対数圧縮で行っているが、 $\gamma$ 変換でダイナミックレンジの圧縮を行っても良い。

また、デジタル画像保存手段51ではコントラスト変換を行ったデジタル画像をその画像パラメータと共に保存しているが、コントラスト変換を行う前の画像を画像パラメータと共に保存するようにしても良い。

#### 【0083】

また、図3の微分回路46の代わりに、画像の高周波成分を抽出するハイパスフィルタ回路等を用いても良い。例えば、入力される信号をハイパスフィルタを通し、その出力信号を1フレーム分積分し、その積分した信号をしきい値回路50に入力して、このしきい値回路50で設定した所定のしきい値レベル以上あるか否かを比較し、比較結果のしきい値THR $\phi$ を出力するようにしても良い。

しきい値回路50で設定するしきい値を大きくすればより輪郭が多い画像やフォーカスした画像等を検出できる。

#### 【0084】

また、ハイパスフィルタのカットオフ特性を選択したりできるようにしても良い。

そして、フォーカス状態に近い画像を例えば保存しようとする場合には、カットオフ周波数を高く設定したハイパスフィルタを選択し、その出力信号の積分値が所定レベル以上検出されたものをしきい値回路50で比較判断して、所定レベル以上検出された画像を保存するようにしても良い。

また、画像を保存する場合、しきい値回路50での比較判断した結果も保存するようにしても良い。

**【0085】****(第2の実施の形態)**

次に本実施の形態の第2の実施の形態を説明する。第1の実施の形態では画像最適化手段としてのコントラスト変換手段39はPC36による主にソフトウェアで行うものであるが、本実施の形態ではハードウェアでコントラスト変換を行うものである。

**【0086】**

図13は第2の実施の形態におけるコントラスト変換手段81周辺部の構成を示す。第2の実施の形態は、図3におけるPC36内のコントラスト変換手段39を設けずに、また図3におけるアナログ信号処理回路31をアンプ32及びフィルタ33としたアナログ信号処理回路31'とする。

**【0087】**

またこのフィルタ33の出力信号をコントラスト変換手段81を構成するアンプ82に入力し、このアンプ82のGain及びOffsetをパラメータ変換回路83からの出力信号で制御することにより、このアンプ82から出力される信号のコントラストを変換して、適切なコントラストの画像を得られるようにする。

**【0088】**

このアンプ82の出力信号はA/Dコンバータ35に入力される。

また、パラメータ変換回路83には図3に示した画像パラメータ抽出手段41から、例えば最大値MAX $\phi$ 、最小値MIN $\phi$ の画像パラメータが入力され、該画像パラメータをアンプ82のGain及びOffsetを制御する信号に変換する処理、つまりパラメータ変換を行ってアンプ81を制御することにより、上述した(1)式等のコントラスト変換の処理をリアルタイムで行い、A/Dコンバータ35側に出力する。A/Dコンバータ35よりも後段側は図3においてコントラスト変換手段39を設けていない構成と同様である。

本実施の形態は第1の実施の形態とほぼ同様の作用効果を有する。

**【0089】****(第3の実施の形態)**



次に本実施の形態の第3の実施の形態を説明する。この場合には、入力画像が図14(A)に示すようなヒストグラムを持つ場合、例えば図3のPC36によるソフトウェアにより、図14(B)に示すような特性に変換してモニタ4に表示するようにするものである。

#### 【0090】

この場合の動作を図15を参照して説明する。ステップS11に示すように画像データを1枚分読み込む。そして、次のステップS12に示すように、画像ヒストグラムの画像パラメータを生成する。つまり、図14(A)に示すデータを生成する。

#### 【0091】

そして、ステップS13に示すようにヒストグラムを平均化するようにピクセル値変換テーブルを作成する。さらにステップS14に示すように変換テーブルに基づき、画像中のピクセル値の変換を行い、図14(B)に示すようなヒストグラムの画像に変換する。ステップS15に示すように、この変換した画像をマルチ画像表示手段40のモニタ画面に表示し、ステップS11に戻り、次の画像データに対して同様の処理を行う。

本実施の形態は第1の実施の形態とほぼ同様の作用効果を有する。

#### 【0092】

また、本実施の形態の第1変形例として、図16に示すような処理を行うようにしても良い。

図16に示す処理は図15の処理において、ステップS12を行う処理の代わりにステップS16及びステップS17を行うようにしたものである。

#### 【0093】

ステップS11に示すように画像データを1枚分読み込む。そして、次のステップS16に示すように、画像中のエッジ部を微分オペレータを用いて検出する。そして、次のステップS17でエッジ部のピクセルに対してヒストグラムを作成する。その後、ステップS13、S14、S15の処理を行う。

本変形例によれば、特にエッジがある部分を最適化して表示することができる。

## 【0094】

また、図17に示す第2変形例のように処理を行うようにしても良い。ステップS11に示すように画像データ（画像1）を1枚分、読み込む。次のステップS18で、元画像としての画像1に対して、ガウシアンオペレータを用いてぼかした画像（画像2）を生成する。

## 【0095】

次のステップS19で、画像1 +  $\alpha$  倍の画像2の画像を生成する。ここで、パラメータ  $\alpha$  は-1から0までの値である。そして、ステップS15に示すようにマルチ画像表示手段40のモニタ画面に表示する。

## 【0096】

なお、図10或いは図12の処理をPC36のアルゴリズムで行うものに限定されるのもでなく、DSPでのソフトウェアで実現しても良いし、ハードウェアで実現しても良い。

## 【0097】

以上説明した第1～第3の実施の形態では、観察対象に対して図2の集光レンズ（対物レンズ）12或いは図5の回折格子レンズ74をその光軸に沿った深さ方向（Z方向とする）にスキャンしない場合を想定したものであったが、以下に説明する第4の実施の形態では、特に集光レンズ12等を深さ方向にスキャンした場合に有効な実施の形態である。

## 【0098】

（第4の実施の形態）

次に本実施の形態の第4の実施の形態を説明する。なお、本実施の形態では集光レンズ12の場合で説明する。

本実施の形態では図18に示すように集光レンズ12を観察対象となる生体85の深さ方向に走査し、その走査の複数の位置でそれぞれ2次元の走査範囲（画像取得範囲）の画像を取得する。

## 【0099】

この場合における深さ方向への走査開始点の深さ座標Zを0とすると、図19に示すように時系列な画像が得られる。

例えばフレーム No. 1、つまり深さの座標  $Z$  が 0 の画像では平均値  $AVE \phi$ 、しきい値  $THR \phi$  が 0 となり、フレーム No. 2、つまり深さの座標  $Z$  が 20 ( $\mu m$ ) の画像では平均値  $AVE \phi$ 、しきい値  $THR \phi$  が 0 となり、フレーム No. 3、つまり深さの座標  $Z$  が 40 ( $\mu m$ ) の画像では平均値  $AVE \phi$ 、しきい値  $THR \phi$  が 50, 1、...となっている。

#### 【0100】

このように深さ方向に走査しながら 2 次元画像を得ることにより、例えばフレーム No. 1 や 2 では、観察対象としての細胞を輪郭を全く捉えていない画像も表示されるが、深さ方向への走査によりフレーム No. 4 或いは 5 の画像のように観察対象となる細胞の輪郭を鮮明にとらえたフォーカス状態（合焦）ないしはそれに近い画像を得ることができる。

このように本実施の形態は、例えば第 1 の実施の形態において、さらに深さ方向に走査すると共に、その深さ方向の情報も検出する。

#### 【0101】

そして、デジタル画像保存手段 51 に画像データを保存する場合には、画像データ及び画像パラメータと共に、この深さ座標  $Z$  の値も深さデータとして保存する。

#### 【0102】

つまり、本実施の形態では図 20 に示すようなファイル構造で 1 フレームのデータを保存する。この 1 フレームのデータは図 11 (A) において、さらに深さデータを追加保存したものとなっている。

なお、画像最適化等の処理は第 1 ないし第 3 の実施の形態で説明した手段或いは方法を採用することができる。

#### 【0103】

本実施の形態によれば、深さ方向に走査することにより、その走査範囲中に観察対象にフォーカスする距離を含む場合においては、殆ど確実にフォーカス状態ないしはこれに近い状態、つまり輪郭が（設定されたレベル以上に）検出された画像を得ることができる。

#### 【0104】

なお、深さが異なる 2 次元画像を合成して 3 次元画像を構築することもできる。また、深さ方向とこの深さ方向と直交する X 方向或いは Y 方向など、一方の方向に走査して、2 次元断層画像を表示或いは保存することもできる。

#### 【0105】

##### （第 5 の実施の形態）

次に本実施の形態の第 5 の実施の形態を説明する。なお、本実施の形態でも集光レンズ 12 を備えた対物ユニット 16 の場合で説明する。

図 21 に示すように対物ユニット 16 が例えば深さ方向と直交する方向にぶれがあった場合、より具体的にはこの図 21 において、例えば Z 字状に対物レンズユニット 16 にぶれがあると、相対的に走査する範囲はこのぶれに沿った走査範囲となり、観察対象側を太い線で示す Z 字状に走査し、この場合に得られる 2 次元画像は図 22 に示すように例えば 4 つのフレーム 1～4 の画像が得られ、この場合にはぶれのために一部は共通部分があるが、それぞれ異なった走査範囲の画像となる。

#### 【0106】

本実施の形態の例えば PC36 では、これらの画像に対して特徴量を抽出し、その特徴量を元にして、複数の画像がそれぞれ連続的に接続されるように合成（貼り合わせ）して、図 23 に示すような合成画像を生成する。そして、この合成画像を表示したり、画像保存する。

本実施の形態によれば、ぶれが存在しても観察対象付近における所望部分の画像を得ることができる。

#### 【0107】

##### （第 6 の実施の形態）

次に本実施の形態の第 6 の実施の形態を説明する。図 24 は第 6 の実施の形態における光走査手段部分を示す。本実施の形態では例えば光走査プローブの内部に挿通された光ファイバ 5b に対向して斜めに固定ミラー 87 が配置され、この固定ミラー 87 で反射された光は、実線及び 2 点鎖線で示すように傾動される（実際には紙面に垂直な方向にも傾動される）ことにより光を 2 次元的にラスト走査するスキャニングミラー 88 で反射された後、対物レンズ 89 により集光され

て観察対象側に照射される。

#### 【0108】

この場合には、光走査の軌跡は図25（A）に示すように屈曲（カーブ）したものとなる。このため、表示する際に補正して、図25（B）に示すように直線状に走査した場合の画像に補正して表示する。

#### 【0109】

この場合には、周辺部、特に4隅の画像部分が実際の走査との乖離が大きくなり、歪んだ画像になり易くなるので、本実施の形態では図25（B）における4隅部分をカットして表示しないマスク部分とし、図25（C）に示すように八面形状の表示領域として画像表示を行うようにしている。

#### 【0110】

このように歪みが大きいと考えられる部分をマスクすることにより、簡単に画像の歪みの少ない画像として表示することができる。なお、図25（D）に示すように中央部分のみを画像表示領域として表示するようにしても良い。この場合には、さらに歪みの少ない画像を表示することができる。

#### 【0111】

（第7の実施の形態）

次に本実施の形態の第7の実施の形態を説明する。図26は第7の実施の形態における光プローブの先端側の構造を示す。本実施の形態は上述した場合における2次元走査手段を有しないで、深さ方向にのみ走査（移動）する手段を備えた高倍率の観察手段（撮像手段）を備えた光プローブ装置に相当する。

#### 【0112】

本実施の形態では、観察しようとする被検体にメチレンブルー等、内視鏡観察で一般的に用いられている色素で染色した後、洗浄し、内視鏡の鉗子チャンネルに挿通できる光プローブ90の先端を接触させて観察する。この場合、500-1000倍程度の倍率で、細胞、腺構造が観察できる。

#### 【0113】

図26に示す光プローブ90の先端部91は、外筒92とこの先端開口を覆うカバーガラス93で形成され、その内側にレンズ枠に取り付けた対物レンズ94

、その結像位置に配置したCCD95、レンズ枠の外側に配置したライトガイド96を収納した内筒97が摺動自在に配置されている。

#### 【0114】

先端部91の後端付近における外筒92内側には例えばリング形状で、外筒92にその後端が固定され、前端が内筒97に固定された圧電素子等によるアクチュエータ98が配置され、このアクチュエータ98は駆動信号が印加されることにより矢印で示すように伸縮（伸張或いは収縮）して内筒97を対物レンズ94の光軸方向に移動する。

#### 【0115】

なお、ライトガイド96の後端は図示しない光源装置に接続され、光源装置から供給される照明光を伝送してその先端面から出射し、カバーガラス93に対向する観察対象物側を照明する。

#### 【0116】

また、CCD95は信号ケーブル99により図示しない駆動回路及び映像信号処理回路を内蔵したビデオプロセッサ（或いはカメラコントロールユニット）に接続され、照明された観察対象物側を対物レンズ94を介して撮像する。

#### 【0117】

この場合、対物レンズ94は開口数が大きく、高倍率で像を結ぶため、対物レンズ94の焦点位置94a付近のみにフォーカスした画像を撮像することができる。

#### 【0118】

本実施の形態ではアクチュエータ98に駆動信号を印加して伸縮させることにより、内筒97と共に対物レンズ94及びCCD95を移動して、カバーガラス93からの距離を変更して、第1の実施の形態等における2次元走査を行う光走査手段を備えた光走査プローブ11Aを深さ方向を走査した場合と同様に高倍率の観察画像を得ることができる。

なお、上述した各実施の形態等を部分的等、組み合わせて構成される実施の形態も本発明に属する。

#### 【0119】

## [付記]

なお、以下の付記のクレームにおいては、例えば a. b. クレームはクレーム a. のサブクレームを示し、a. b. c. クレームは a. b. クレームのサブクレームを示し、a. b. c. d. クレームは a. b. c. クレームのサブクレームを示している。

## 【0120】

1. 体腔内に挿入される光プローブと、  
被検体に光を照射するための光を発生する光源と  
光プローブの先端部に設けられた高倍率観察手段と、  
高倍率の観察手段より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化手段と、  
画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出手段と、  
画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出手段と、  
画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化手段と、  
最適化した画像を表示する画像表示手段と  
画像デジタル保存手段を有する、光プローブ装置。

## 【0121】

1. 1. 画像パラメータが輝度パラメータである。  
1. 1. 1. 輝度パラメータが最大明るさ、最小明るさである。  
1. 1. 1. 1. 画像パラメータ抽出手段により画像パラメータを抽出する前に、ノイズ除去処理を行う。  
1. 1. 2. 輝度パラメータが全画素の輝度の平均値である。

## 【0122】

1. 1. 3. 輝度パラメータが全画素の輝度値のヒストグラムである。  
1. 1. 4. 輝度パラメータ抽出手段が、輝度信号をアナログ電子回路で処理するもの。  
1. 1. 5. 輝度パラメータ抽出手段が、デジタル化された画像に対して実行されるコンピュータのアルゴリズムである。

1. 1. 6. 画像最適化手段が、輝度変換手段である。

【0123】

1. 1. 6. 1. 輝度変換手段が、デジタル化された画像に対して実行されるコンピュータのアルゴリズムである。

1. 1. 6. 2. 輝度変換手段が、輝度信号をアナログ電子回路で変換するもの。

1. 1. 7. 輝度信号を画像デジタル化手段でデジタル化する前にダイナミックレンジ圧縮手段によりダイナミックレンジ圧縮を行う。

【0124】

1. 1. 7. 1. ダイナミックレンジ圧縮が対数変換である。

1. 1. 7. 2. ダイナミックレンジ圧縮がガンマ変換である。

1. 1. 7. 3. 画像デジタル化後に逆変換を実施し、画像最適化を行う。

【0125】

1. 1. 8. 画像保存手段が、輝度パラメータまたは最適化パラメータの少なくとも一方をデジタル化画像と共に保存するもの。

1. 1. 8. 1. 保存されるデジタル化画像が画像最適化前画像であるもの。

1. 1. 8. 2. 保存されるデジタル化画像が画像最適化後画像であるもの。

1. 1. 9. 最適化パラメータ算出手段は過去の画像パラメータまたは、輝度パラメータの少なくとも一方を用いて最適化パラメータを算出するもの。

【0126】

1. 2. 画像最適化手段と、画像デジタル保存手段が時系列で連続した画像を処理する。

1. 2. 1. 画像最適化手段が所定レベル以上、エッジを検出した画像を選択し、表示するもの。

1. 2. 1. 1. 画像最適化手段が輝度パラメータをしきい値処理することで合焦を検出するもの。

1. 2. 1. 2. 画像最適化手段が画像の高周波成分の積分値をしきい値処理することで輪郭のある画像を検出するもの。

【0127】



1. 2. 1. 2. 1. 高周波成分の検出方法が微分処理であるもの。
1. 2. 1. 3. 画像デジタル保存手段がエッジが所定レベル以上検出された画像のみを保存するもの。
1. 2. 1. 4. 画像デジタル保存手段がエッジが所定レベル以上検出された画像の有無の情報を画像と同時に保存するもの。
1. 2. 2. 画像表示手段が同一の画面に複数の画像を表示するもの。

**【0128】**

1. 2. 2. 1. 表示される複数の画像が、撮像された時間と、画像パラメータにより決定されるもの。
1. 2. 3. 画像パラメータ抽出手段が画像上の特徴量を抽出し、画像最適化手段が時間的に連続して得られた複数の画像を画像上の特徴量を元に接続し、画像を生成するもの。

**【0129】**

1. 2. 4. 深さ方向に撮像範囲を変える深度変更手段と、深度変更手段により観察深度を可変しながら時系列画像を取得する画像取得手段を有する。
1. 2. 4. 1. 画像保存手段が、画像と、画像パラメータまたは最適化パラメータの少なくとも一つと、撮像の深度情報を同時に記録するもの。
1. 2. 4. 2. 観察深度を可変しながら時系列画像を取得することで、2次元断層像または3次元の画像を生成する。

**【0130】**

1. 3. 高倍率の観察手段が、  
光源からの光を集光出射する集光手段と、  
前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に走査する光走査手段と、  
前記被検部からの戻り光を検出する光検出手段を有する。

**【0131】**

1. 3. 1. 前記光源からの光を前記集光手段に導くための光ファイバを有し、  
前記被検部からの戻り光を光源からの光路と分離する分離手段を有し、前記分離手段で分離された光を前記光検出手段で検出し、

前記光ファイバと前記集光手段が、共焦点または近共焦点 (near confocal) である。

1. 4. 前記光源が低コヒーレンス光源であり、  
光源からの光を前記集光手段への観察光と参照光に分離する分離手段と、  
前記被検部からの戻り光と前記参照光を結合し干渉させる結合手段を有し、  
結合手段からの光を前記光検出手段で検出し、  
前記信号処理手段が前記光検出手段より得られた信号から干渉信号を抽出する。

1. 4. 1. 前記集光手段による集光点の近傍に、前記観察光と前記参照光の光路長が一致する点を設けた。

#### 【0132】

2. 体腔内に挿入される光プローブと、  
被検体に光を照射するための光を発生する光源と  
光プローブの先端部に設けられた光源からの光を集光出射する集光手段と、  
前記集光手段によって被検部側に集光された焦点を該集光手段の光軸方向と直交する方向に2次元に走査する光走査手段と、  
前記被検部からの戻り光を検出する光検出手段と、  
光検出手段から得られた輝度信号を光走査手段の走査量に基づいて2次元的に表示する表示手段と、  
表示手段が、全走査範囲の少なくとも一部分をマスクして表示することを特徴とする光プローブ装置。

#### 【0133】

2. 1. 光走査手段がラスタ状の走査を行い、  
表示手段が、走査範囲の対角部分をマスクして表示するもの。
2. 2. 表示手段が、光軸より一定以上の視野範囲の部分をマスクして表示するもの。

#### 【0134】

3. 体腔内に挿入される光プローブと、  
被検体に光を照射するための光を発生する光源と

光プローブの先端部に設けられた高倍率の観察手段と、  
高倍率の観察手段より得られた画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出手段と、  
画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出手段と、  
画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化手段と、  
最適化した画像を表示する画像表示手段と、  
を有することを特徴とする光プローブ装置。

【0135】

3. 1. さらに前記画像を保存する画像保存手段を有する。
3. 1. 1 画像保存手段はデジタルの画像保存手段である。

【0136】

(付記における主要なクレームの目的)

1. 1. 高倍率観察において観察対象のぶれが生じても常に最適な画像を表示することを目的とする。

【0137】

1. 1. 1. 7. ダイナミックレンジの大きな画像であっても、常に最適な画像を表示することを目的とする。

【0138】

1. 1. 1. 8. 保存画像より定量的な評価を可能にすることを目的とする。

【0139】

1. 1. 2. 1. フォーカスに近い画像のみ表示することで、常に最適な画像を表示することを目的とする。

【0140】

1. 1. 2. 3. 広い観察画像を得ることを目的とする。

【0141】

1. 1. 2. 1. 3. 保存容量の大幅な削減が可能ことを目的とする。

【0142】

1. 1. 2. 4. 高倍率観察において観察対象のぶれが生じても、殆どの場合に

フォーカスに近い画像が得られることを目的とする。

【0 1 4 3】

1. 2. 幾何的な歪曲の大きい領域または、収差による光学的な画質の劣化した部分を表示しないことで、観察しやすくすることを目的とする。

【0 1 4 4】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば、体腔内に挿入される光プローブと、被検体に光を照射するための光を発生する光源と、光プローブの先端部に設けられた高倍率の観察手段と、高倍率の観察手段より得られた輝度信号をデジタル化する画像デジタル化手段と、画像より画像パラメータを抽出する画像パラメータ抽出手段と、画像パラメータに基づいて、最適化パラメータを算出する最適化パラメータ算出手段と、画像の最適化を最適化パラメータに基づいて実施する画像最適化手段と、最適化した画像を表示する画像表示手段と、画像デジタル保存手段と、を設けて、高倍率の観察手段で観察する場合、最適化パラメータに基づいて最適化した画像を表示するようにしているので、観察対象の輝度レベルが低すぎたりした場合や観察対象に対してぶれ等が存在する場合でも、最適化した画像を表示できる。

【図面の簡単な説明】

【図 1】

本発明の第 1 の実施の形態の光走査プローブ装置の全体構成図。

【図 2】

図 1 の光走査プローブの先端側の構成を示す図。

【図 3】

図 1 の P C 内及び画像パラメータ抽出手段の構成を示すブロック図。

【図 4】

光走査プローブが挿通さあれる内視鏡を示す図。

【図 5】

共焦点光走査プローブの先端側の構造を示す断面図。

【図 6】

図 5 の光学ユニット部分の構造を示す概略図。

【図 7】

コントラスト変換手段による動作説明図。

【図 8】

得られる時系列画像の例を示す図。

【図 9】

図 8 の時系列画像からマルチ画像表示手段に実際に表示される画像の抽出及び表示等を示す図。

【図 1 0】

マルチ画像表示手段の領域 R 2 ないし R 4 に画像を表示する動作を示すフローチャート図。

【図 1 1】

デジタル画像保存手段に保存される画像データ及び画像パラメータの内容を示す図。

【図 1 2】

変形例におけるマルチ画像表示手段の領域 R 2 ないし R 4 に画像を表示する動作を示すフローチャート図。

【図 1 3】

本発明の第 2 の実施の形態におけるコントラスト変換手段周辺部の構成を示すブロック図。

【図 1 4】

本発明の第 3 の実施の形態におけるコントラスト変換する場合の変換前と変換後における画像のヒストグラムを示す図。

【図 1 5】

図 1 4 のヒストグラム変換を行う動作のフローチャート図。

**【図 16】**

第 1 変形例による動作を示すフローチャート図。

**【図 17】**

第 2 変形例による動作を示すフローチャート図。

**【図 18】**

本発明の第 4 の実施の形態における集光レンズにより深さ方向に走査し、その場合に取得される画像を概略的に示す図。

**【図 19】**

図 18 の場合に深さ方向に走査して得られる時系列画像例を示す図。

**【図 20】**

デジタル画像保存手段に保存される画像データ及び画像パラメータの内容を示す図。

**【図 21】**

本発明の第 5 の実施の形態における水平方向にぶれがあった場合に取得される画像を概略的に示す図。

**【図 22】**

図 21 の場合における 4 枚の画像例を示す図。

**【図 23】**

図 22 の 4 枚の画像を貼り合わせる処理して生成した画像を示す図。

**【図 24】**

本発明の第 6 の実施の形態における光走査手段の構成を示す図。

**【図 25】**

図 24 の場合に得られる画像からマスク処理等して歪みの少ない画像を表示する動作の説明図。

**【図 26】**

本発明の第 7 の実施の形態における高倍率の観察手段の構成を示す図。

**【符号の説明】**

- 1…光走査プローブ装置
- 2…低コヒーレンス光源

3, 5、6、10、22、27…光ファイバ

4…光カプラ

11A…光走査プローブ

12…集光レンズ（対物レンズ）

13…観察光

14…観察対象

15…観察点

16…対物ユニット

17…走査手段

18…深さ方向走査手段

19…走査駆動手段

26…光路長調節手段

28…光ディテクタ

31…アナログ信号処理回路

32…アンプ

33…フィルタ

34…対数アンプ

35…A/Dコンバータ

36…PC

37…フレームメモリ

38…対数／リニア変換回路

39…コントラスト変換手段

40…マルチ画像表示手段

41…画像パラメータ抽出手段

42…ノイズ除去手段

43…最大値検出回路

44…最小値検出回路

45…平均値検出回路

46…微分回路

4 7 ～ 4 9 … A / D コンバータ

5 0 … しきい値回路

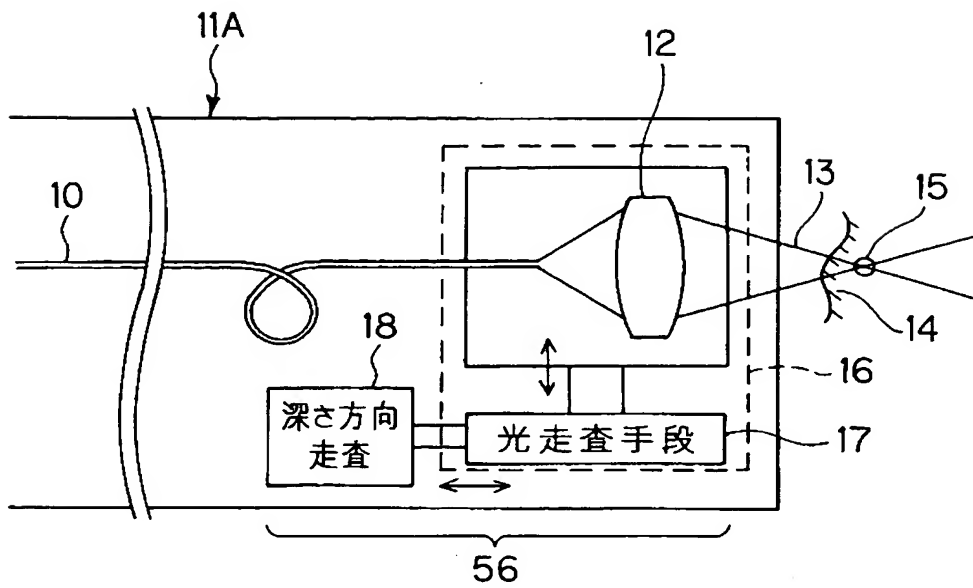
5 1 … デジタル画像保存手段

代理人 弁理士 伊藤 進

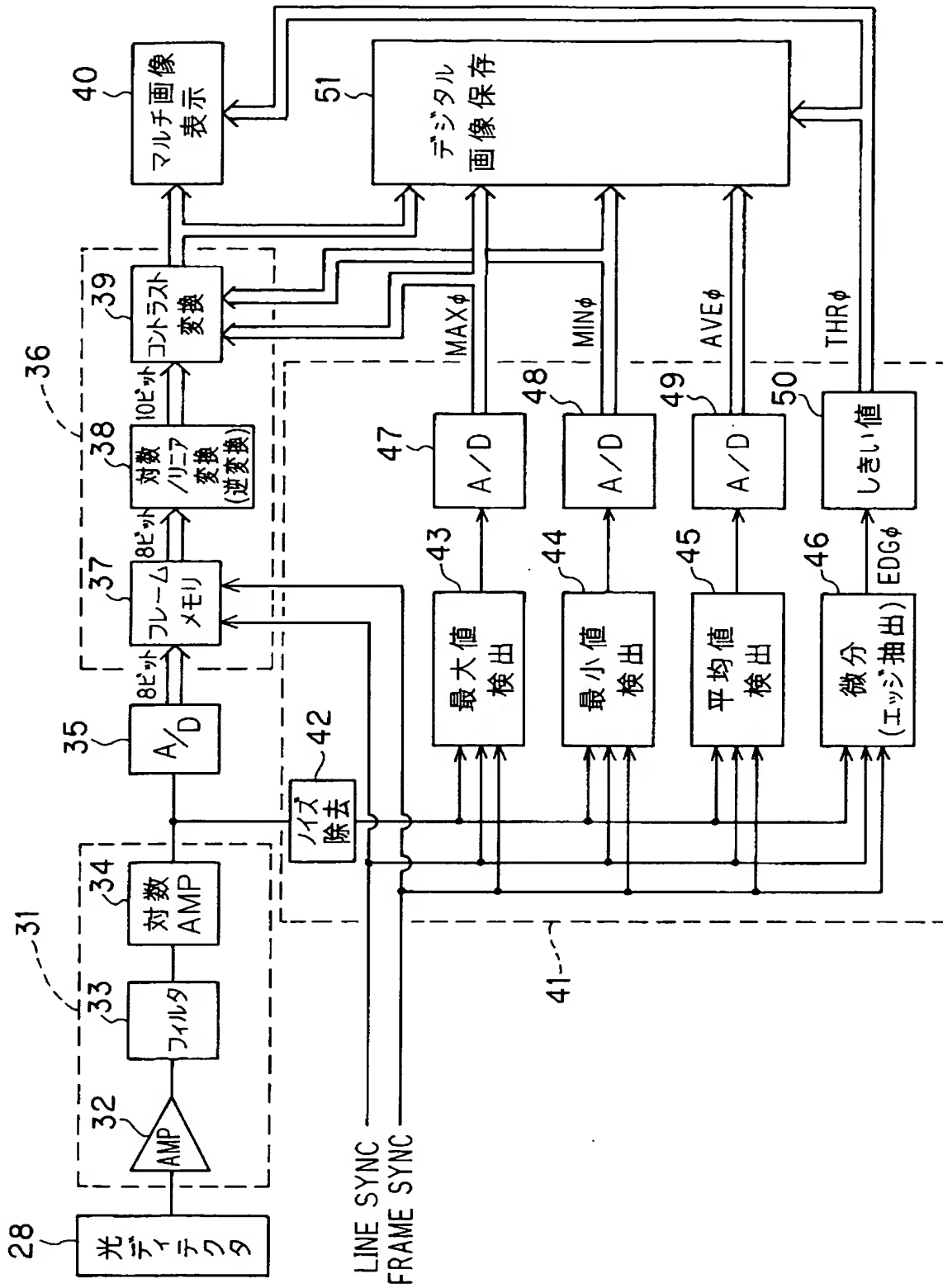




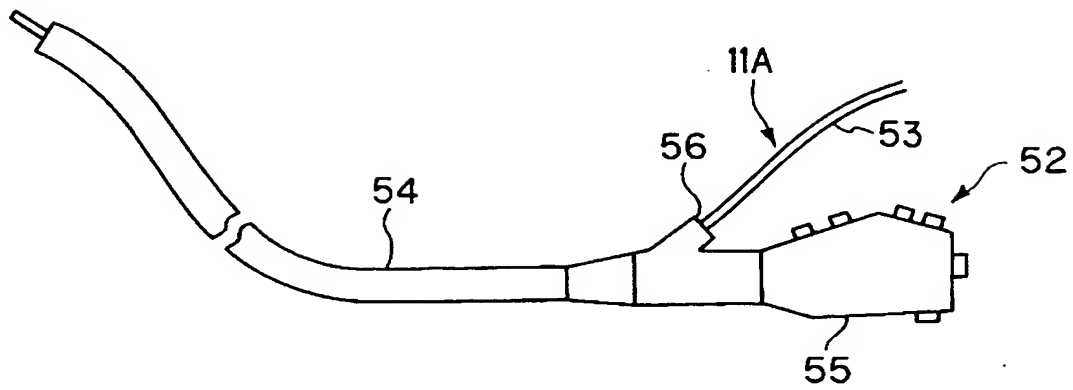
【図 2】



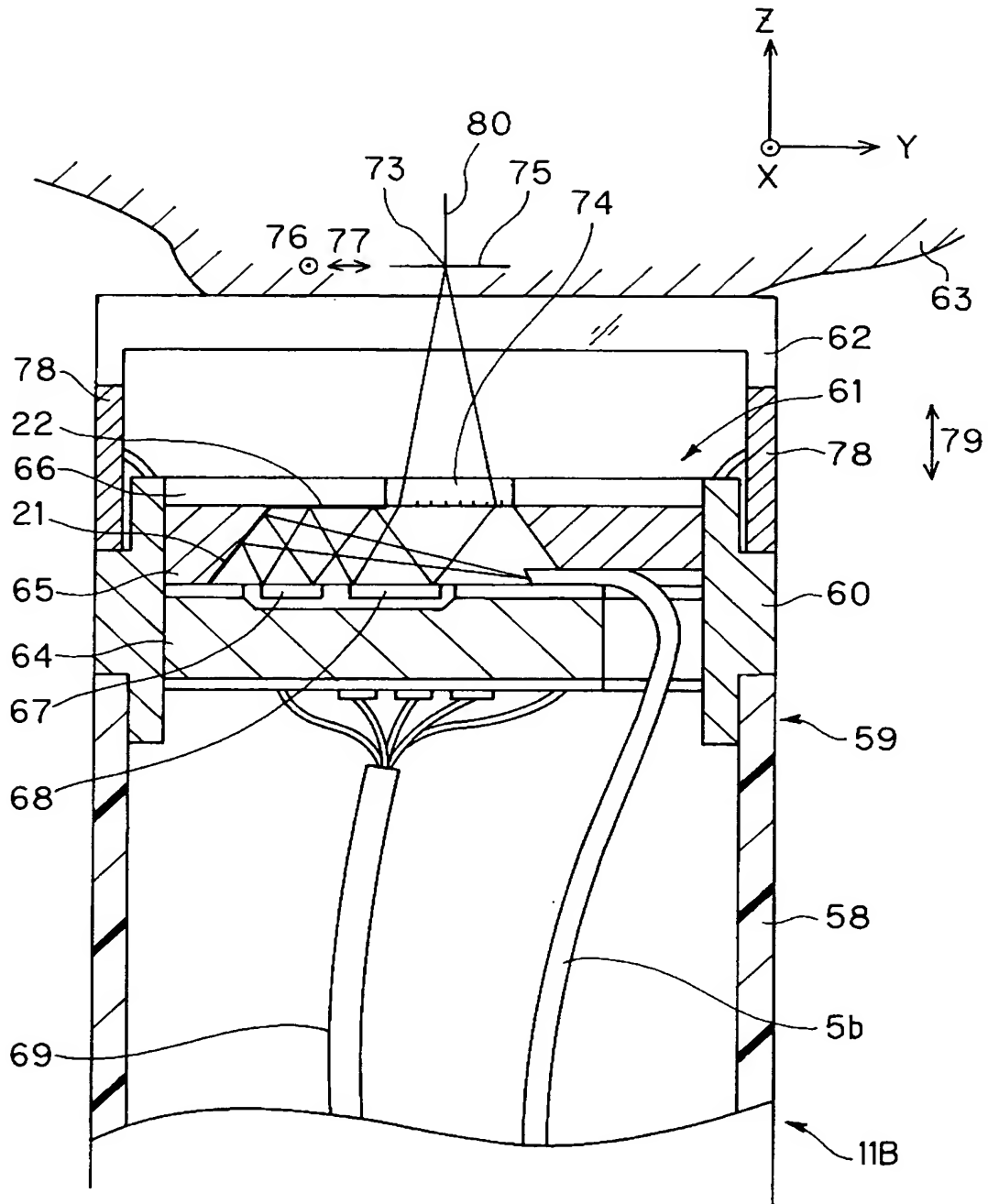
【図 3】



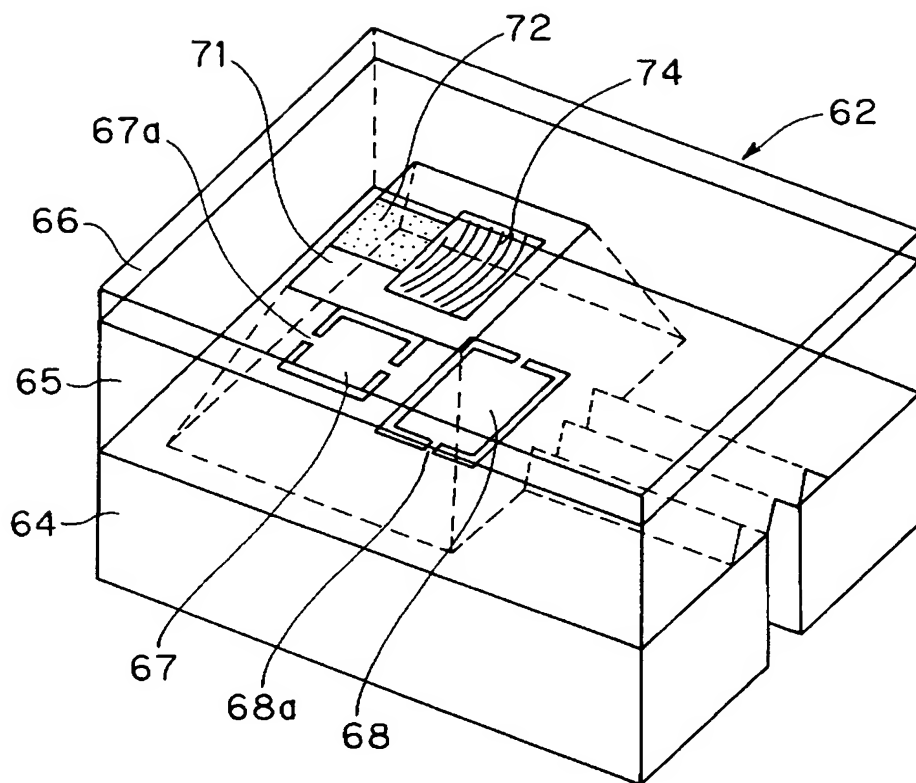
【図 4】



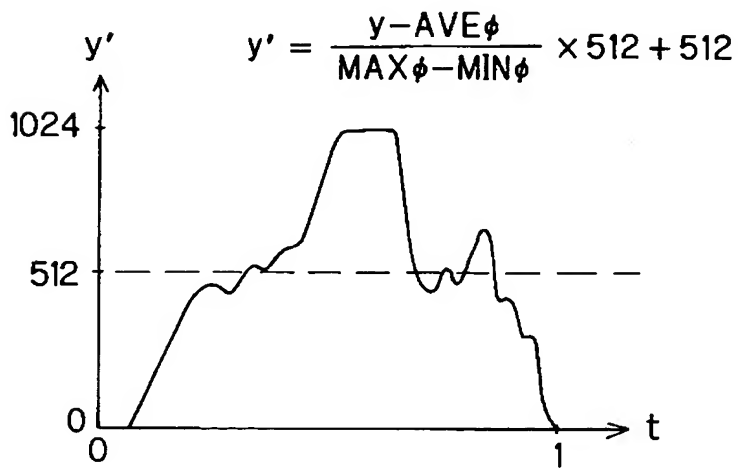
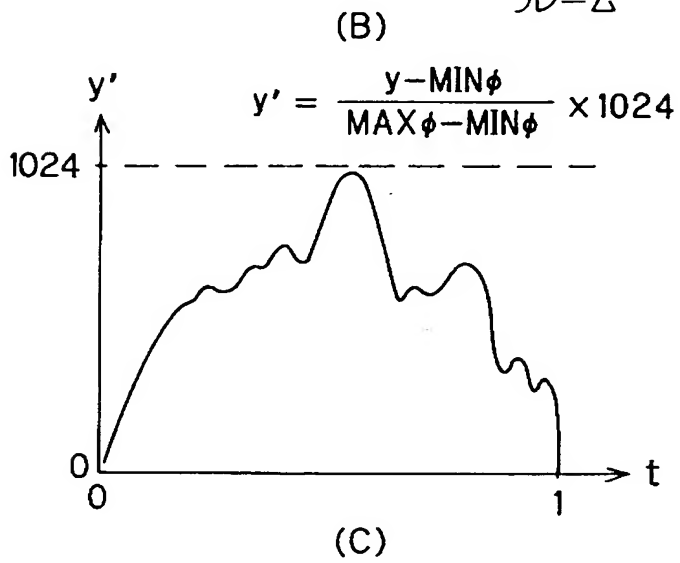
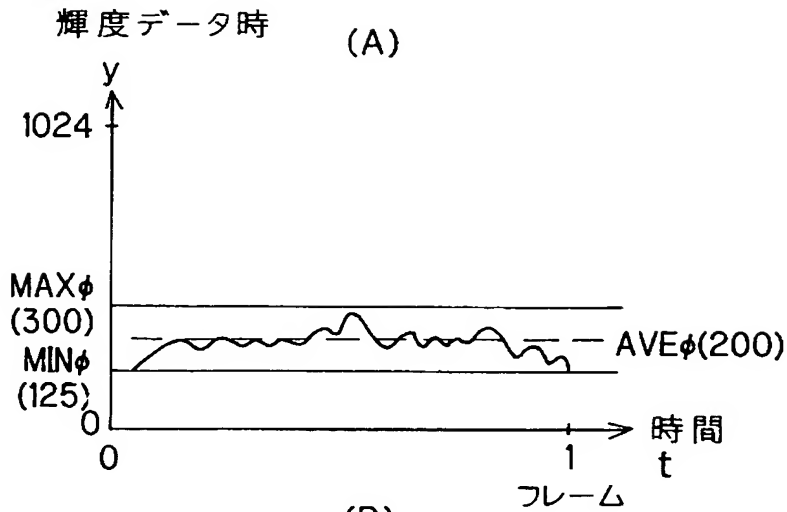
【圖 5】



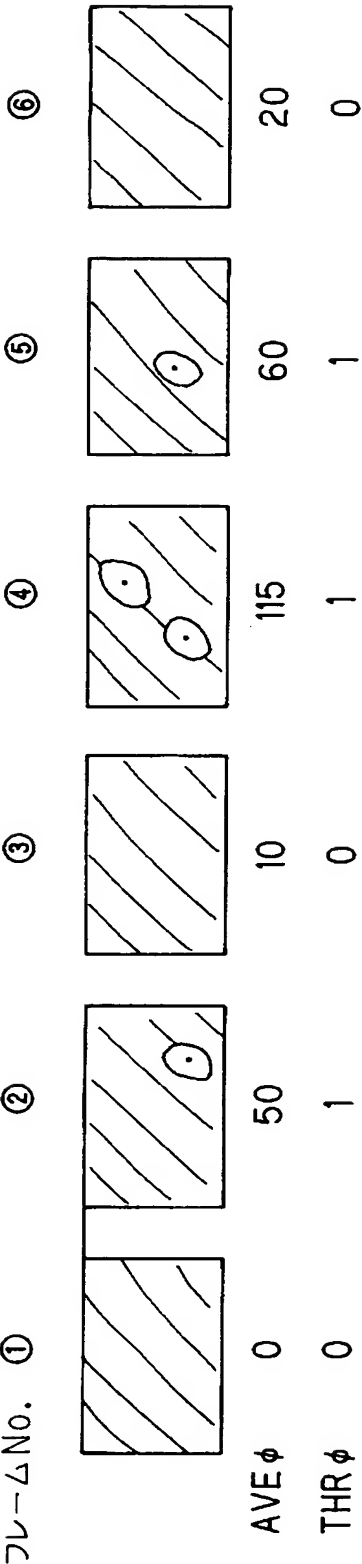
【図 6】



【図 7】

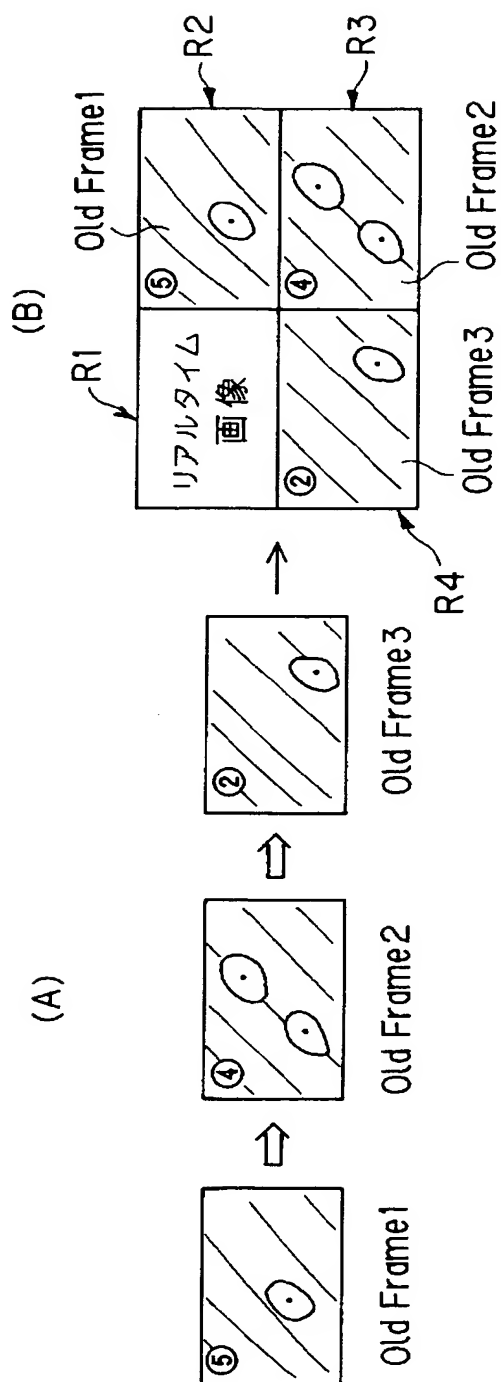


【図 8】

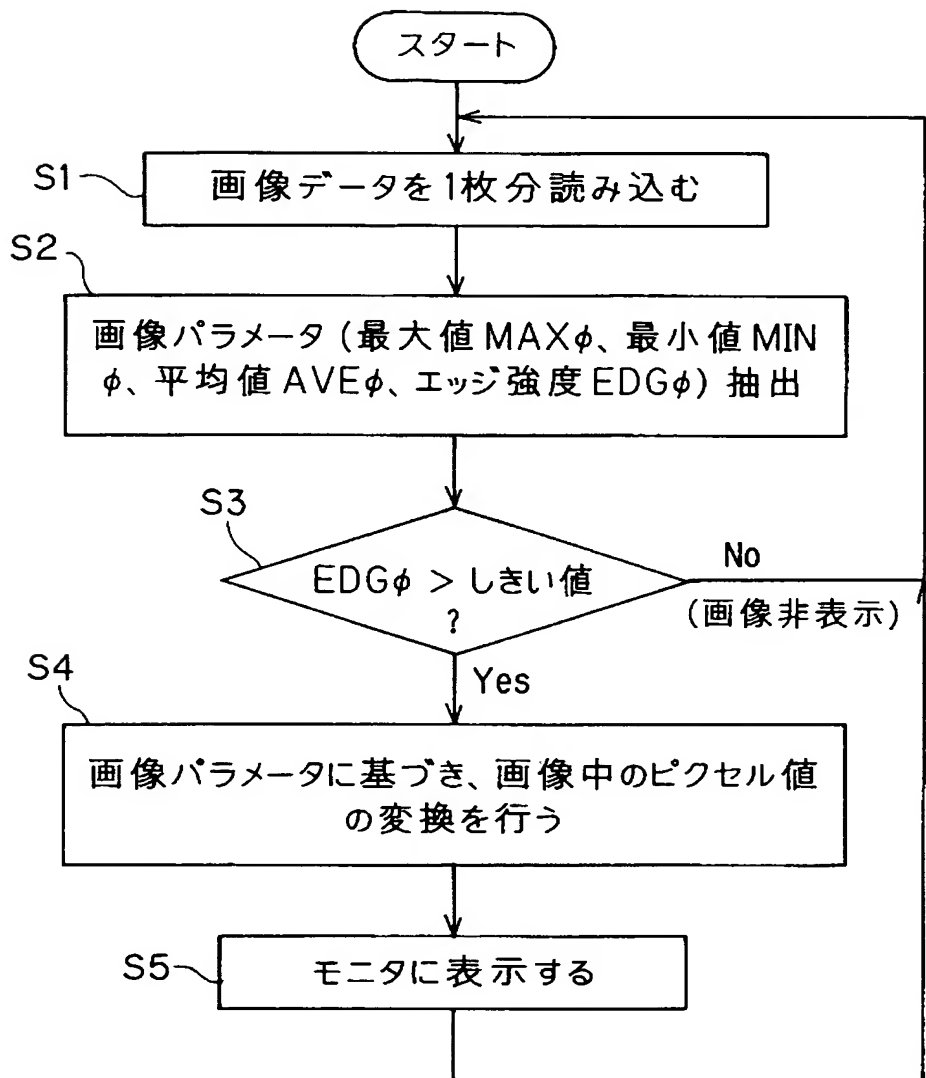




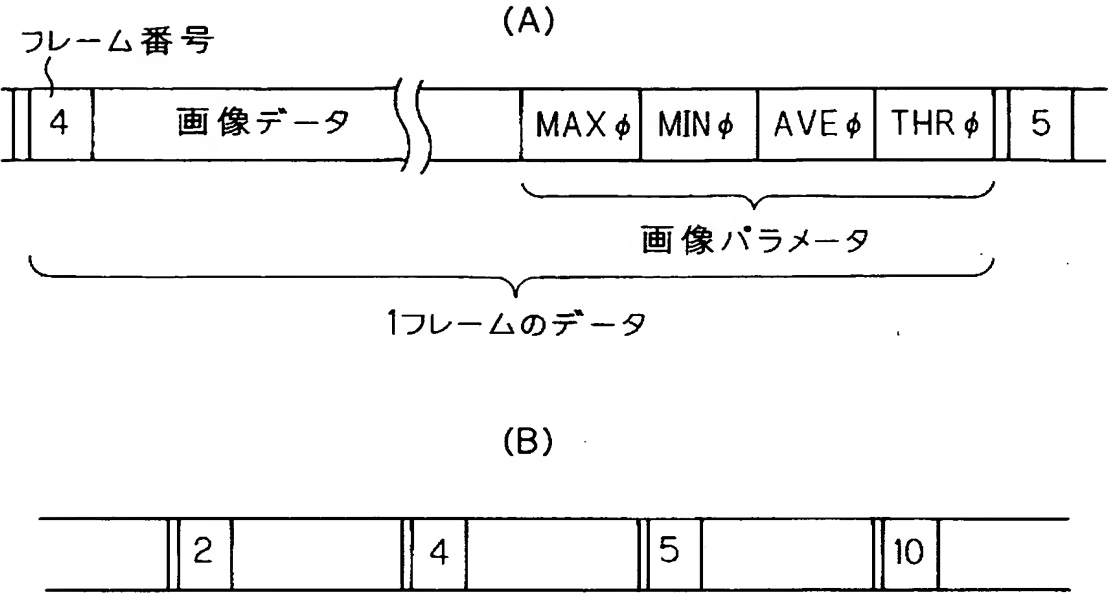
【図 9】



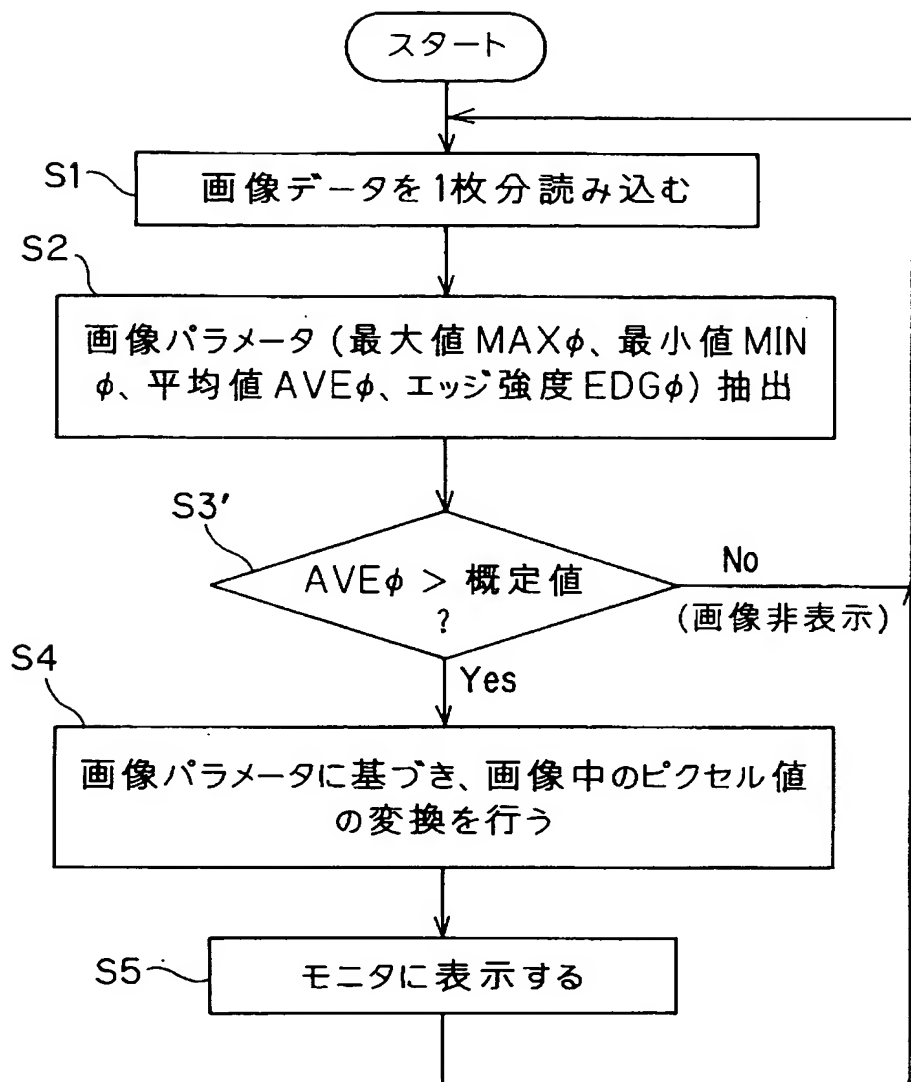
【図 10】



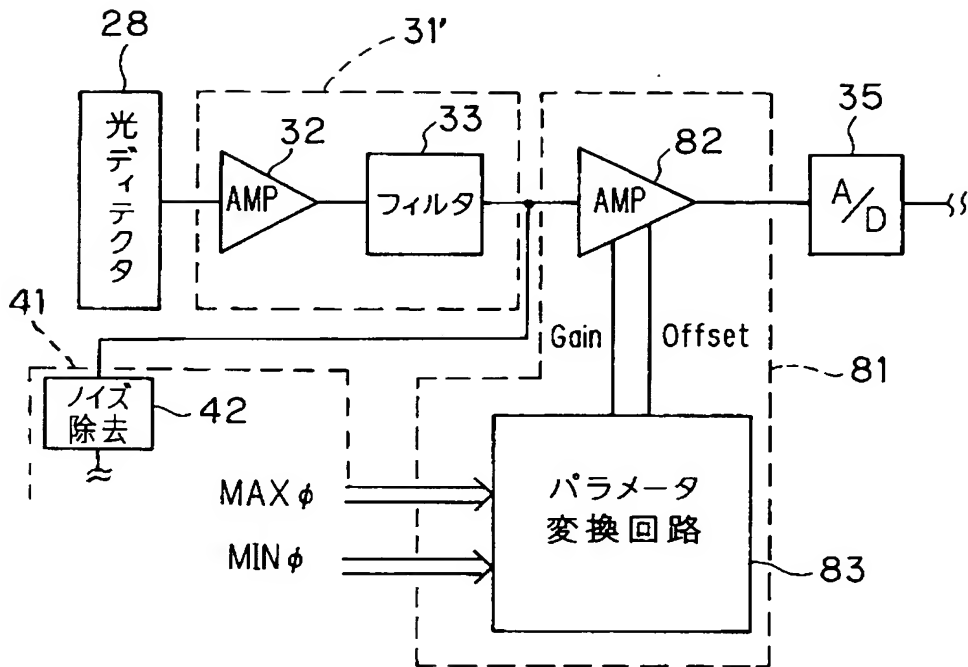
【図 1 1】



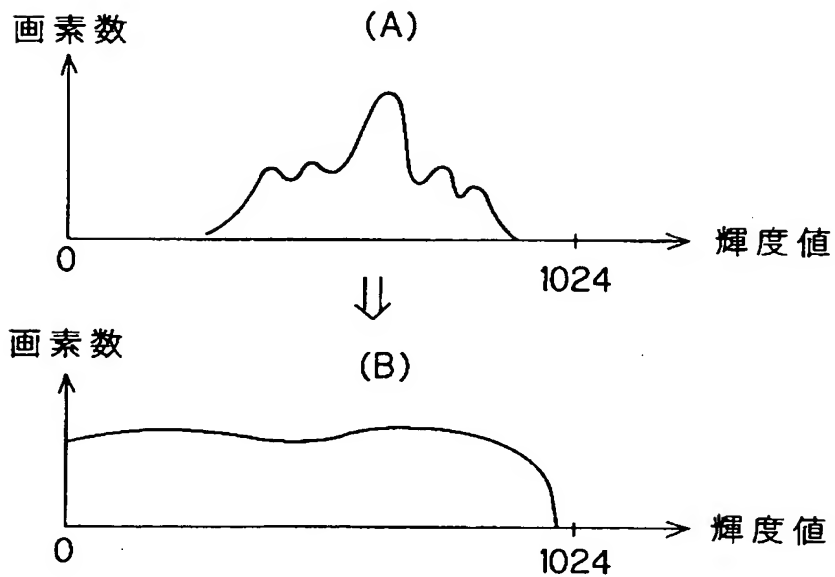
【図 12】



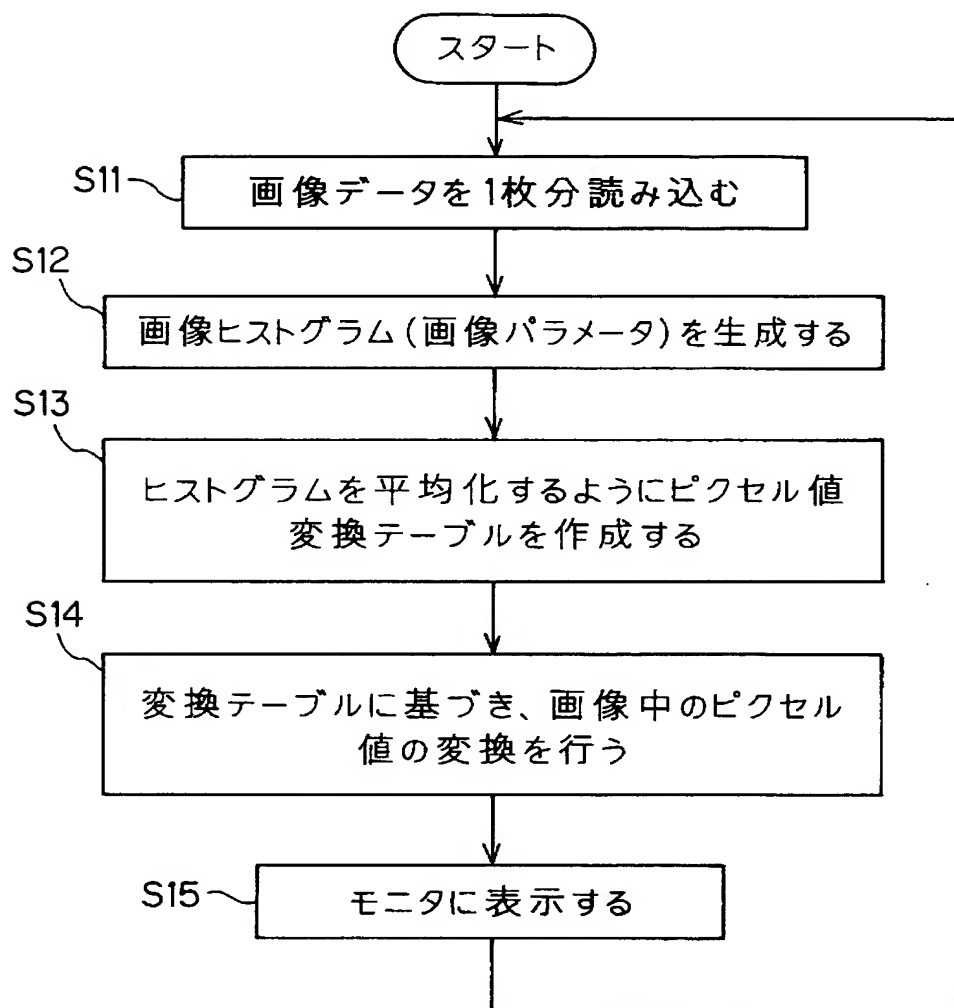
【図 13】



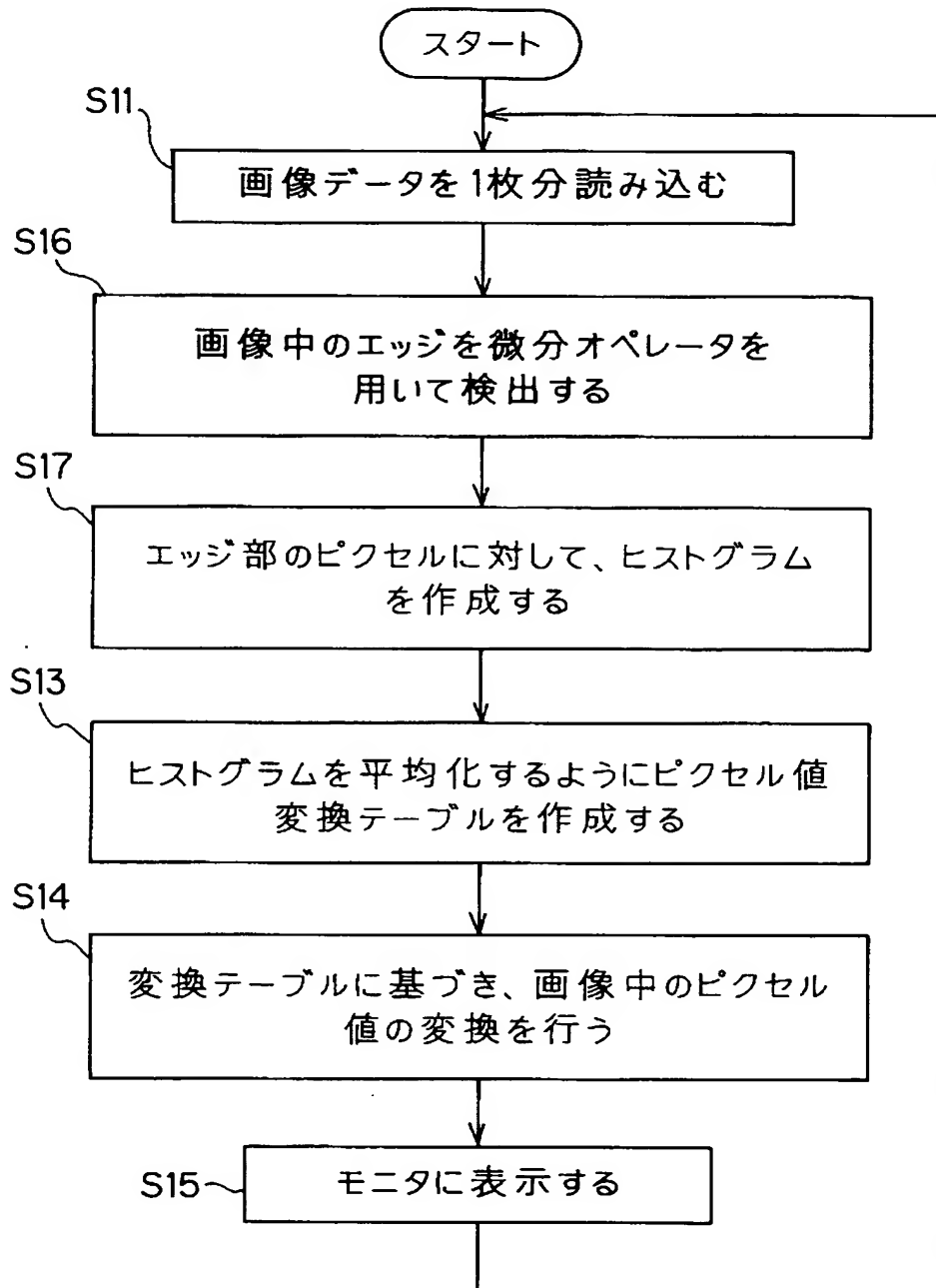
【図 14】



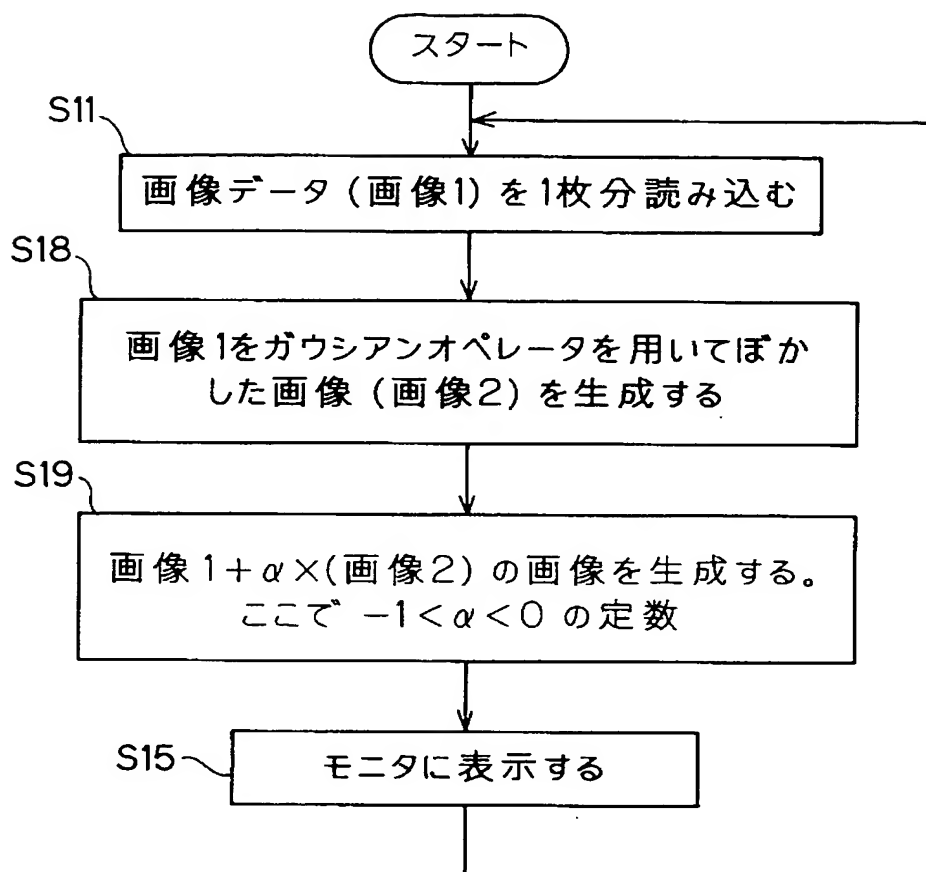
【図 15】



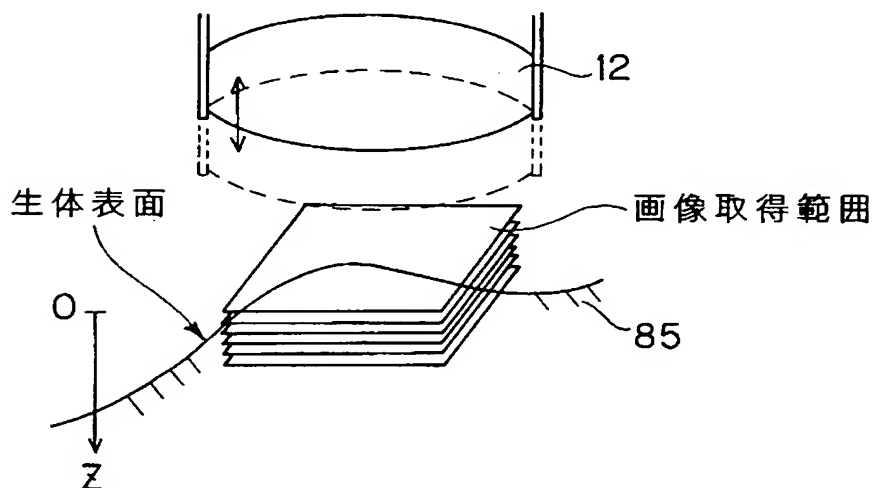
【図 16】



【図 17】

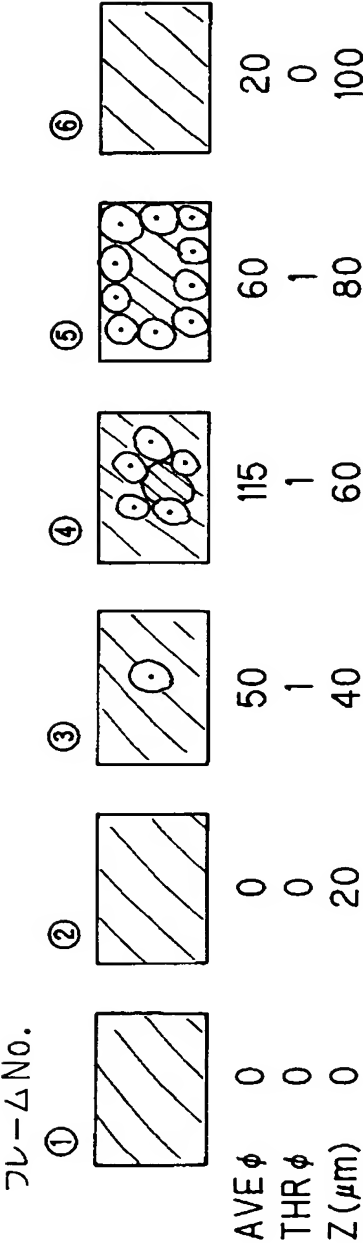


【図 18】

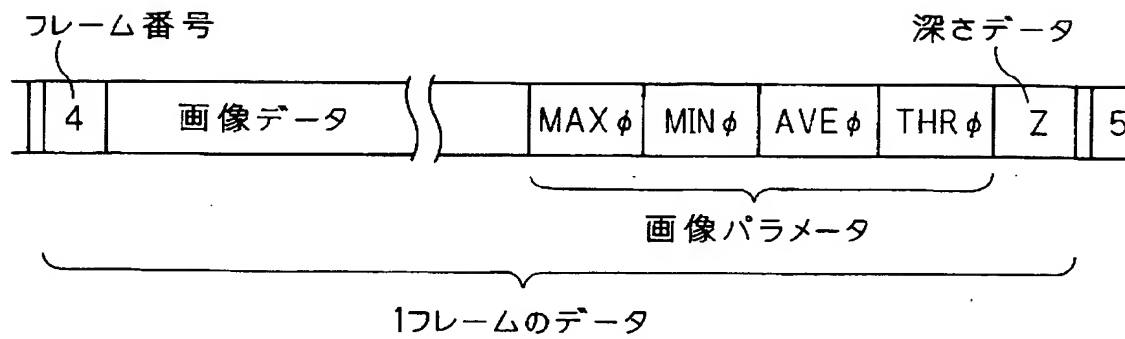




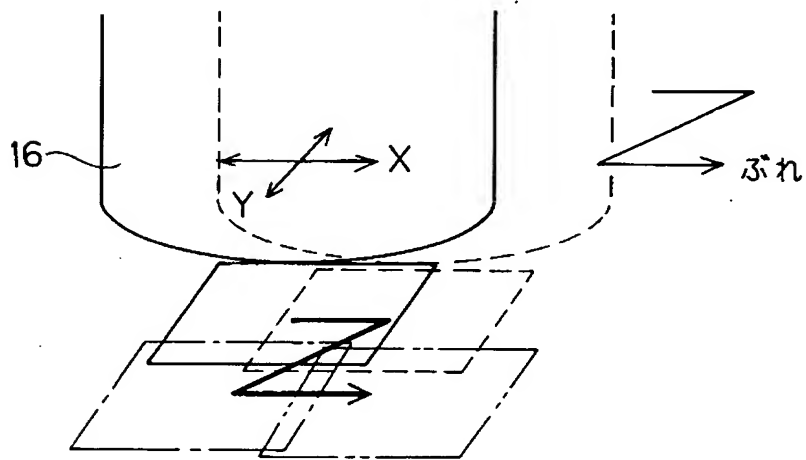
【図 1 9】



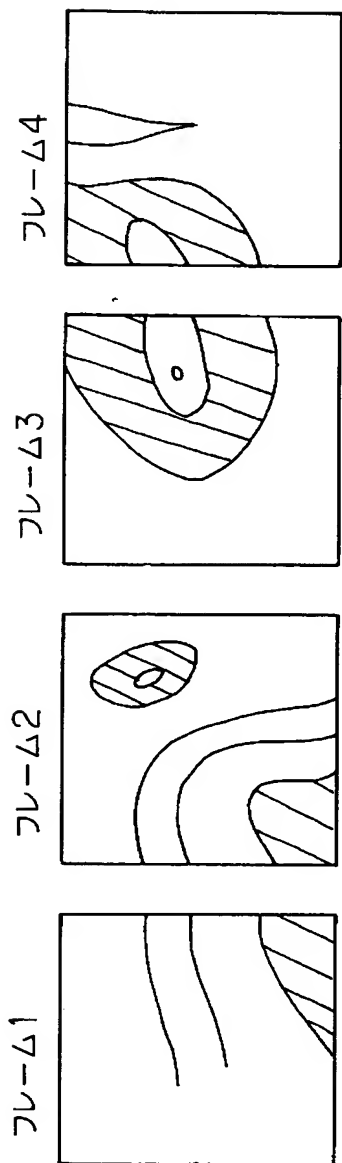
【図 20】



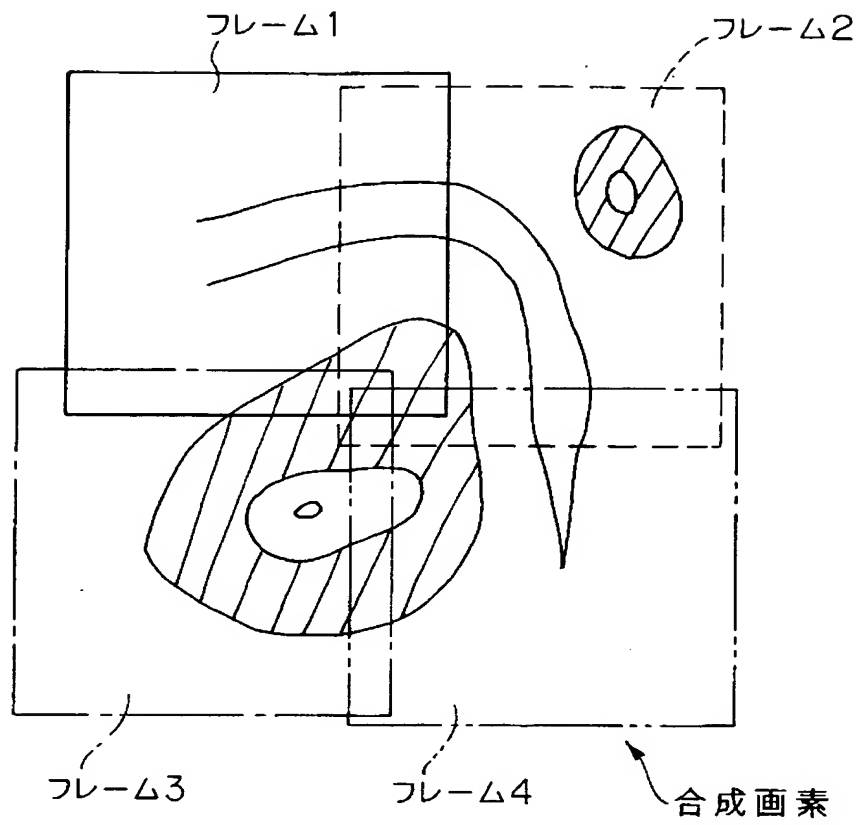
【図 21】



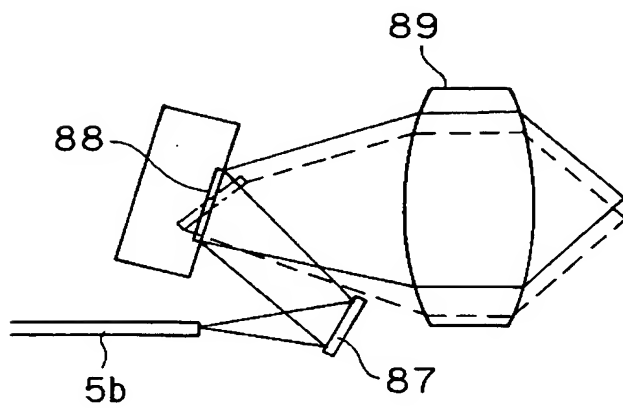
【図 2 2】



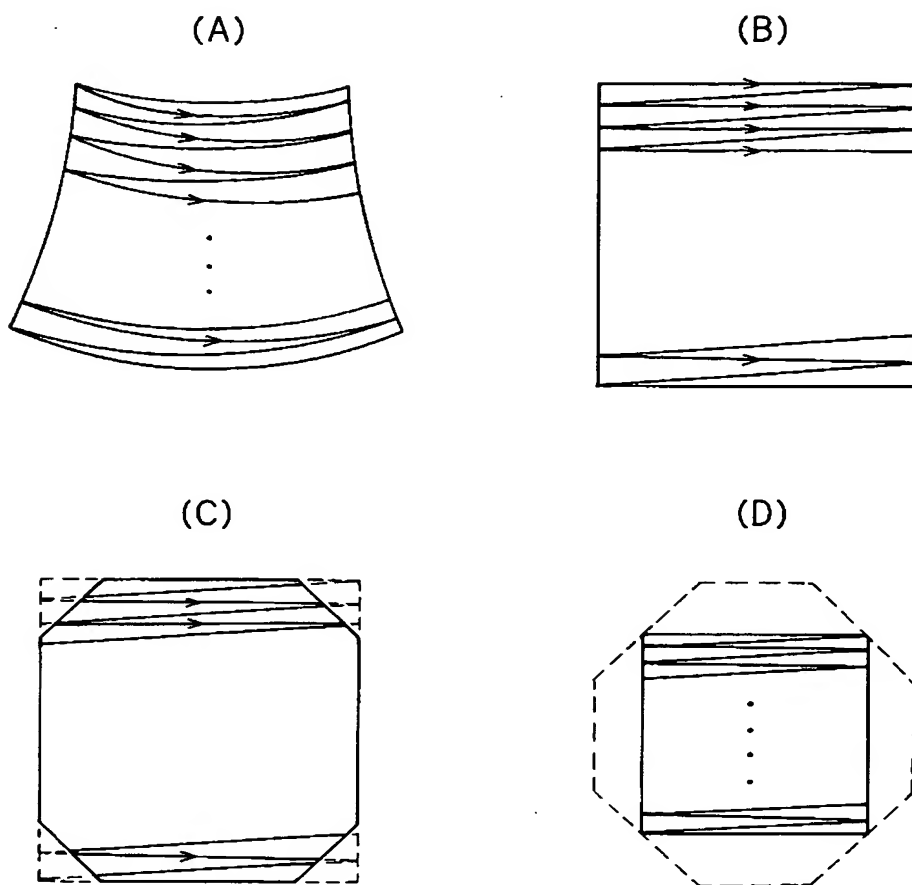
【図 2 3】



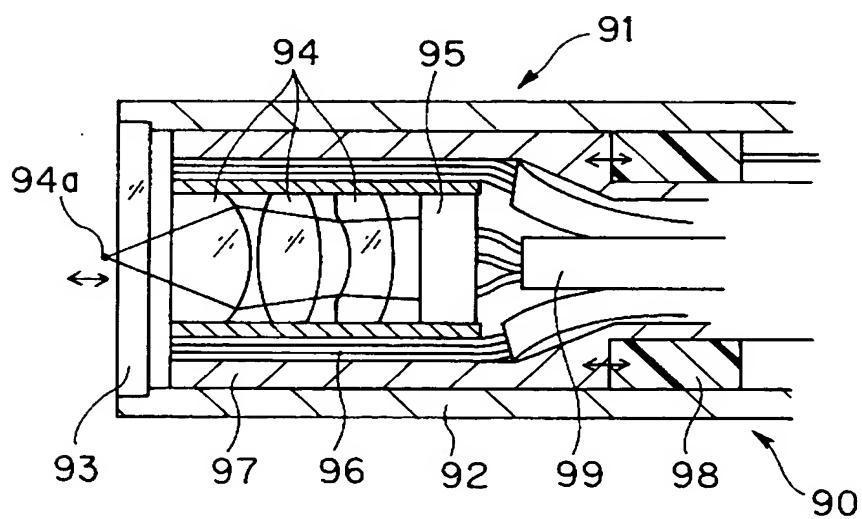
【図 2 4】



【図 25】



【図 26】





【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 高倍率観察する場合、ぶれ等が生じても適切な画像を表示することができる光プローブ装置を提供する。

【解決手段】 光走査プローブにより被検体に低干渉性等の光が照射され、その戻り光の干渉成分は光ディテクタ 2 8 により光電変換され、アナログ信号処理回路 3 1 を経て画像パラメータ抽出手段 4 1 により、画像パラメータが抽出され、またデジタル信号に変換された信号は P C 3 6 内のコントラスト変換手段 3 9 によりコントラスト変換に必要な画像パラメータでを用いて適切なコントラスト変換が行われた後、マルチ画像表示手段 4 0 で適切な画像にしてリアルタイム表示や、設定されたレベル以上で輪郭が検出された画像のみを表示や保存する等にご利用される。

【選択図】 図 3

特願 2 0 0 2 - 2 7 9 9 0 5

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号

[ 0 0 0 0 0 0 3 7 6 ]

1. 変更年月日

1 9 9 0 年 8 月 2 0 日

[変更理由]

新規登録

住 所

東京都渋谷区幡ヶ谷 2 丁目 4 3 番 2 号

氏 名

オリンパス光学工業株式会社